



**Fabiana Meneses
Ribeiro**

**Relatório de Estágio na Lenitudes Medical Center &
Research: início de operações do equipamento
PET/CT Discovery IQ™**



**Fabiana Meneses
Ribeiro**

**Relatório de Estágio na Lenitudes Medical Center &
Research: início de operações do equipamento
PET/CT Discovery IQ™**

Relatório de Estágio apresentado à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Tecnologias da Imagem Médica, realizado sob a orientação científica da Doutora Silvia De Francesco, Professora Adjunta da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro, e coorientação da Engenheira Lia Silva da Lenitudes Medical Center & Research.

o júri

presidente

Professor Doutor Francisco Luís Maia Mamede Pimentel
Professor catedrático convidado, Universidade de Aveiro

Professora Doutora Lina da Conceição Capela de Oliveira Vieira
Professora coordenadora, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Professora Doutora Silvia De Francesco
Professora adjunta, Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro

agradecimentos

“Apetece acreditar, ter esperanças, confiar, amar a tudo e a todos!”
António Gedeão

Acredito

Nas instituições que me acolheram – Universidade de Aveiro e Lenitudes Medical Center & Research

Tenho esperança

De que esta aprendizagem me trará novas oportunidades e conquistas

Confio

Em toda a equipa da Lenitudes, nas minhas orientadoras (Sílvia De Francesco, Lia Silva e Catarina Souto), nos meus companheiros de longas horas de aquisição e recolha de dados (António Roçado e Sílvia Leitão), na minha colega de secretária (Cátia Campos) e na minha família

Amo a tudo e a todos!

palavras-chave

PET/CT Discovery IQ™; Q.Clear®; SUV; CT de baixa dose; tensão no tubo de Raio-X (kV); corrente no tubo de Raio-X (mA).

resumo

O presente trabalho surge no âmbito do Mestrado em Tecnologias da Imagem Médica e resultou da concretização de um estágio curricular na Lenitudes Medical Center & Research, tendo como tema central a inovadora tecnologia inerente ao sistema de Tomografia por Emissão de Positrões / Tomografia Computorizada (PET/CT – *Positron Emission Tomography / Computed Tomography*) Discovery Image Quality – Intelligent Quantitation (IQ™) da General Electric Healthcare (GE®), presente na instituição acolhedora (IA), que produz uma imagem de melhor qualidade e permite uma quantificação mais precisa e consistente.

As atividades desenvolvidas durante o período de estágio (setembro de 2015 a janeiro de 2016) – elaboração de documentos com procedimentos relativos ao equipamento para os profissionais, bem como de folhetos informativos destinados aos pacientes; avaliação dos critérios mínimos de aceitabilidade de uma Unidade de Medicina Nuclear (MN); controlo de qualidade (CQ) e calibração do equipamento; e testes de aceitação da *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) – são apresentadas e descritas na Parte I e nos Anexos I, II e III.

Com a concretização deste estágio curricular foi também possível desenvolver uma experiência relativa à Optima™ CT540 (componente CT da PET/CT Discovery IQ™), cujo objetivo foi estudar a influência da tensão e corrente no tubo de Raio-X (kiloVolt e miliAmpere, respetivamente) em determinados indicadores que permitem avaliar a qualidade da imagem CT, nomeadamente uniformidade, ruído e linearidade.

A aquisição de imagens CT foi realizada com dois fantasmas, *Quality Assurance* (QA) e Pro-CT, fazendo-se variar os valores de kV e mA, mantendo os restantes parâmetros fixos. Este procedimento possibilitou estabelecer valores de referência para avaliar futuramente a qualidade da imagem CT. Por fim, comparou-se a qualidade de imagem obtida nos diferentes protocolos com a qualidade de um protocolo *standard* (120 kV e 150 mA).

keywords

PET/CT Discovery IQ™; Q.Clear®; SUV; low dose CT; X-ray tube voltage (kV); X-ray tube current (mA).

abstract

This work comes under the Master in Medical Imaging Technology and led the implementation of an internship at Lenitudes Medical Center & Research, with focus for the innovative technology of Positron Emission Tomography / Computed Tomography (PET/CT) called Discovery IQ™ where IQ stands for Image Quality – Intelligent Quantitation, by General Electric Healthcare (GE®), present in the host institution, which produces an image with better quality and allows a more precise and consistent quantification.

The activities developed during the internship period (September 2015 to January 2016) – elaboration of documents with procedures about the equipment for professionals, as well as information leaflets for patients; evaluation of the minimum acceptance criteria of Nuclear Medicine Unit; quality control and calibration equipment; and acceptance testing of the National Electrical Manufacturers Association (NEMA) – are presented and described in Part I and Attachments I, II and III.

With this internship it was also possible to develop an experience on the Optima™ CT540 (CT component of PET/CT Discovery IQ™), whose objective was to study the influence of the voltage and current of the X-ray tube (kV and mA, respectively) in certain indicators that define the quality of CT imaging, namely uniformity, noise and linearity.

The acquisition of CT images was performed with two phantoms, Quality Assurance (QA) and Pro-CT, by varying the kV and mA values, keeping the other parameters fixed. This procedure allowed to establish reference values for future assessment of CT image quality. Finally, image quality obtained with the different protocols was compared with the quality obtained with a standard protocol (120 kV and 150 mA).

ÍNDICE GERAL

Introdução.....	1
Parte I – Relatório de Estágio.....	3
1.1 A instituição de acolhimento.....	5
1.2 A equipa.....	8
1.3 Caracterização do equipamento PET/CT Discovery IQ™.....	8
1.3.1 Componente CT – Optima™ CT540.....	9
1.3.2 Componente PET.....	11
1.3.2.1 Algoritmo iterativo de reconstrução regularizada (Q.Clear®).....	13
1.3.2.2 Soluções do sistema PET/CT Discovery IQ™ para reduzir a variabilidade quantitativa em PET.....	18
1.4 As atividades de estágio.....	21
1.4.1 Procedimentos e folhetos informativos.....	21
1.4.2 Critérios mínimos de aceitabilidade de uma Unidade de MN.....	22
1.4.3 Calibração e controlo de qualidade.....	24
1.4.3.1 CQ diário.....	24
<i>Tube Warm up</i>	24
<i>Fast Calibration</i>	25
<i>PET Daily Quality Assurance (DQA)</i>	25
1.4.3.2 CQ semanal.....	26
<i>Update Gain</i>	26
<i>Coincidence Timing Correction (CTC)</i>	26
1.4.3.3 CQ trimestral.....	26
Normalização 3D.....	26
<i>Well Counter Correction (WCC) 3D</i>	26
1.4.4 Testes de aceitação de equipamentos da NEMA.....	27
1.4.4.1 Resolução espacial.....	28
1.4.4.2 Sensibilidade.....	29
1.4.4.3 Qualidade de imagem.....	30
1.4.4.4 Fração de eventos dispersos.....	32
1.4.4.5 Precisão.....	33
Parte II – Enquadramento.....	34
2.1 PET.....	34
2.2 CT.....	37
2.3 PET/CT.....	40

2.4 Reconstrução de imagem em PET	42
2.5 Reconstrução de imagem em CT	43
2.6 Critérios de interpretação	43
2.7 Métodos de avaliação da imagem PET	44
2.8 O SUV na quantificação da imagem PET	47
2.9 Determinantes na exatidão e precisão do SUV	47
2.10 Protocolos de baixa atividade	54
2.11 CT de baixa dose	54
Parte III – Materiais e Métodos	57
3.1 Procedimentos	59
3.1.1 Fantoma QA	59
3.1.1.1 Uniformidade	60
3.1.1.2 Ruído	60
3.1.2 Fantoma Pro-CT	61
3.1.2.1 Uniformidade	62
3.1.2.2 Ruído	64
3.1.2.3 Linearidade	65
Parte IV – Resultados e discussão	67
4.1 Uniformidade	67
4.2 Ruído	70
4.3 Linearidade	73
Parte V – Considerações finais	79
Referências bibliográficas	83
Infografia	85
Anexo I – Checklist Unidade de Medicina Nuclear e Imagem Molecular	87
Anexo II – Procedimentos	97
Ligar/desligar a PET/CT Discovery IQ™	99
Controlo de qualidade diário da PET/CT Discovery IQ™	102
Controlo de qualidade semanal da PET/CT Discovery IQ™	109
Controlo de qualidade trimestral da PET/CT Discovery IQ™	111
Anexo III – Folhetos Informativos	114

ÍNDICE DE TABELAS

TABELA 1 – Características da componente CT do sistema PET/CT Discovery IQ™	9
TABELA 2 – Características dos detetores da componente CT do sistema PET/CT Discovery IQ™	10
TABELA 3 – Medições na DQA	25
TABELA 4 – Requisitos para cada teste NEMA	28
TABELA 5 – Limites máximos esperados e medições obtidas no teste de resolução espacial	29
TABELA 6 – Limites mínimos e medições obtidas no teste de sensibilidade	30
TABELA 7 – Capacidade esperada e medida para a qualidade de imagem	31
TABELA 8 – Limite máximo esperado e medido para a fração de eventos dispersos	33
TABELA 9 – Limite mínimo esperado e medido para o pico NECR.....	33
TABELA 10 – Capacidade máxima esperada e medida para a precisão da correção das contagens perdidas e eventos aleatórios.....	33
TABELA 11 – Parâmetros de aquisição (constantes a verde claro e variáveis a verde escuro)	57
TABELA 12 – Características dos cinco módulos do fantoma Pro-CT	61
TABELA 13 – X (UH), para cada ROI, das cinco medições realizadas para determinar o valor de referência do teste de uniformidade na Optima™ CT540 (com o fantoma Pro-CT)	63
TABELA 14 – Valores de referência de todos os protocolos para a uniformidade (UH), na Optima™ CT540 (com o fantoma Pro-CT). Valor de referência do protocolo <i>standard</i> a verde	64
TABELA 15 – Valores de referência de todos os protocolos para o ruído (UH), na Optima™ CT540 (com o fantoma Pro-CT). Valor de referência do protocolo <i>standard</i> a verde	65
TABELA 16 – Valores de referência de todos os protocolos para a linearidade (UH), na Optima™ CT540 (com o fantoma Pro-CT). Valores de referência do protocolo <i>standard</i> a verde	66
TABELA 17 – Avaliação da uniformidade (UH) na Optima™ CT540, com o fantoma QA67	
TABELA 18 – Uniformidade (UH) com o fantoma QA. Valores aceites (0 ± 3 UH) a verde	67
TABELA 19 – Avaliação (segundo o protocolo <i>standard</i>) da uniformidade (UH) na Optima™ CT540, com o fantoma Pro-CT	68

TABELA 20 – Uniformidade (UH) com o fantoma Pro-CT. Valores aceites (-27,52±4 UH) a verde	69
TABELA 21 – Avaliação do ruído (UH) na Optima™ CT540, com o fantoma QA. Valores aceites ($\leq 3,5$ UH) a verde	70
TABELA 22 – Ruído (%) convertido para a escala de contraste entre o ar e a água.....	71
TABELA 23 – Avaliação (segundo o protocolo <i>standard</i>) do ruído (UH) na Optima™ CT540, com o fantoma Pro-CT. Valores aceites (4,26+1 UH) a verde	72
TABELA 24 – Ruído (%) convertido para a escala de contraste entre o ar e a água.....	72
TABELA 25 – Avaliação da linearidade (UH) na Optima™ CT540. Valores aceites para cada amostra sensiométrica a verde	73

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1 – Lenitudes Medical Center & Research	5
FIGURA 2 – Planta de circulação da IA.....	6
FIGURA 3 – Equipamento PET/CT Discovery IQ™ (20,8 cm) da IA.....	9
FIGURA 4 – Exemplo de soma das células de detetores da componente CT do sistema PET/CT Discovery IQ™, segundo a dimensão Z.....	11
FIGURA 5 – Detetor <i>Light Burst</i> da componente PET do sistema PET/CT Discovery IQ™	12
FIGURA 6 – Taxa de contagens do RN: Discovery IQ™ vs Discovery™ 710 vs Discovery™ 610	13
FIGURA 7 – Aquisição duplo canal vs aquisição canal único	13
FIGURA 8 – Simulação em fantoma: convergência parcial com 2 iterações OSEM vs convergência global com 25 iterações OSEM.....	14
FIGURA 9 – Reconstrução convencional iterativa vs reconstrução com Q.Clear®	15
FIGURA 10 – Tecnologia convencional vs Q.Clear®: variação do SUV e da SNR	16
FIGURA 11 – <i>Anthropomorphic Torso Phantom™</i> e <i>Extended Oval Phantom™</i>	16
FIGURA 12 – Imagens reconstruídas do <i>Anthropomorphic Torso Phantom™</i> . Medições da SNR.17	
FIGURA 13 – Imagens reconstruídas do <i>Extended Oval Phantom™</i> . Medições da SNR 17	
FIGURA 14 – Reconstrução com OSEM e Q.Clear® e respectivos SUVs na Discovery™ 690 e na Discovery™ 710	18
FIGURA 15 – CT convencional vs CT dose ultra-baixa (Q.AC)	20
FIGURA 16 – Q.Static	20
FIGURA 17 – Q.Freeze: cobertura total do tórax em todos os pacientes.....	21
FIGURA 18 – Posicionamento dos tubos capilares com ¹⁸ F-FDG.....	29
FIGURA 19 – Posicionamento da fonte linear de 70 cm e dos tubos de alumínio.....	30
FIGURA 20 – Posicionamento dos fantoma IQ e NEMA para a Fração de Eventos Dispersos.....	31
FIGURA 21 – Posicionamento do Fantoma NEMA de Fração de Eventos Dispersos.....	32
FIGURA 22 – Interação elétron-positrão.....	35
FIGURA 23 – Coincidências PET: verdadeira, aleatória e difusa ou dispersa.....	36
FIGURA 24 – Funcionamento da ampola de Raio-X	38
FIGURA 25 – Esquema de uma CT.....	38

FIGURA 26 – Dimensões X, Y e Z numa CT	39
FIGURA 27 – Procedimento para conversão da imagem em SUV	51
FIGURA 28 – Alinhamento do fantoma QA.....	59
FIGURA 29 – Secções 1 e 3 do fantoma QA e respetivos aspetos da qualidade de imagem	59
FIGURA 30 – Delineação das ROIs para extração das UH médias para o teste de uniformidade.....	60
FIGURA 31 – Delineação da ROI para extração do DP para o teste de ruído	60
FIGURA 32 – Posicionamento dos módulos de homogeneidade e sensitometria.....	61
FIGURA 33 – Delineação das ROIs para extração das UH médias para o teste de uniformidade.....	62
FIGURA 34 – Delineação da ROI para extração do DP para o teste de ruído	64
FIGURA 35 – Delineação das ROIs para extração das UH médias para o teste de linearidade	65

ÍNDICE DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 – Uniformidade (UH) com a respetiva tolerância assinalada ($\pm 3UH$)	68
GRÁFICO 2 – Uniformidade (UH) com o respetivo intervalo aceitável assinalado ($-27,52 \pm 4$ UH)	70
GRÁFICO 3 – Ruído (UH) com o respetivo limite aceitável assinalado ($\leq 3,5$ UH)	71
GRÁFICO 4 – Ruído (UH) com o respetivo intervalo aceitável assinalado ($4,26 \pm 1$ UH) .	72
GRÁFICO 5 – UH para o Acrílico com o respetivo intervalo aceitável assinalado ($132,33 \pm 4$ UH)	74
GRÁFICO 6 – UH para o PTFE com o respetivo intervalo aceitável assinalado ($921,19 \pm 4$ UH)	75
GRÁFICO 7 – UH para o PE com o respetivo intervalo aceitável assinalado ($-61,68 \pm 4$ UH)	75
GRÁFICO 8 – UH para a PA com o respetivo intervalo aceitável assinalado ($93,41 \pm 4$ UH)	76
GRÁFICO 9 – UH para o Ar com o respetivo intervalo aceitável assinalado ($-965,32 \pm 4$ UH)	76
GRÁFICO 10 – Variação das UH, em cada amostra sensitométrica, com o incremento da tensão no tubo de Raio-X	77

LISTA DE ABREVIATURAS

A	Atividade
AAI	Analizador de Altura de Impulsos
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
ASIR	<i>Adaptive Statistical Iterative Reconstruction</i>
BGO	<i>Bismuth Germanate</i> (Germanato de Bismuto)
CA	Correção de Atenuação
CG	Câmara-Gama
Cps	Contagens por segundo
CQ	Controlo de Qualidade
CT	<i>Computed Tomography</i> (Tomografia Computorizada)
CTC	<i>Coincidence Timing Correction</i>
DAS	<i>Data Acquisition System</i> (Aquisição de dados)
DL	Decreto-Lei
DP	Desvio-Padrão
DQA	<i>Daily Quality Assurance</i>
ERS	Entidade Reguladora de Saúde
[¹⁸F]FDG	2-[¹⁸ F]fluoro-2-desoxi-D-glicose
FBP	<i>Filtered BackProjection</i> (Retroprojeção filtrada)
FET	<i>Field Effect Transistor</i>
FOV	<i>Field Of View</i> (Campo de visão)
FWHM	<i>Full Width High Maximum</i> (Largura a meia altura)
GE	<i>General Electric Healthcare</i>
IA	Instituição Acolhedora
IQ	<i>Image Quality – Intelligent Quantitation</i>
IQE	<i>Image Quality Enhance</i>
kV	kiloVolt
LOR	<i>Line Of Response</i> (Linha de resposta)
mA	miliAmpere
ML-EM	<i>Maximum Likelihood-Expectation Maximization</i>
MN	Medicina Nuclear
MNIM	Medicina Nuclear e Imagem Molecular
NEMA	<i>National Electrical Manufacturers Association</i>

NECR	<i>Noise Equivalent Count Rate</i> (Taxa de contagem de ruído equivalente)
OSEM	<i>Ordered Subsets Expectation Maximization</i>
PA	PoliAmida
PE	PoliEtileno
PET	<i>Positron Emission Tomography</i> (Tomografia por Emissão de Positrões)
PET VCAR	<i>PET Volume Computer Assisted Readings</i>
PMMA	PoliMetilMetAcrilato
PTFE	PoliTetraFluorEtileno
Q.AC	<i>Quantitation Achieved Consistency</i>
QA	<i>Quality Assurance</i>
RC	<i>Recover Coefficient</i> (Coeficiente de Recuperação)
RDP	<i>Relative Difference Penalty</i>
RF	Radiofármaco
RN	Radionuclídeo
ROI	<i>Region Of Interest</i> (Região de interesse)
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i> (Relação sinal-ruído)
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i> (Tomografia por Emissão de Fóton Único)
SUV	<i>Standardized Uptake Value</i>
SUV_{BSA}	<i>Standardized Uptake Value normalized for Body Surface Area</i>
SUV_{BW}	<i>Standardized Uptake Value normalized for Body Weight</i>
SUV_g	<i>Standardized Uptake Value normalized for Blood Glucose</i>
SUV_{LBM}	<i>Standardized Uptake Value normalized Lean Body Mass</i>
SUV_{max}	<i>Standardized Uptake Value Maximum</i>
SUV_{ref}	<i>Standardized Uptake Value of Reference</i>
T_{1/2}	Tempo de semidesintegração
TFM	Tubos Fotomultiplicadores
TOF	<i>Time of Flight</i>
UA	Universidade de Aveiro
UH	Unidades de Hounsfield
VOI	<i>Volume of Interest</i> (Volume de interesse)
WCC	<i>Well Counter Correction</i>

INTRODUÇÃO

O presente relatório de estágio surge no âmbito do cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Tecnologias da Imagem Médica. A parceria entre a Universidade de Aveiro (UA) e a Lenitudes Medical Center & Research – instituição acolhedora (IA) – possibilitou a concretização de um estágio curricular, entre setembro de 2015 e janeiro de 2016, período correspondente ao início de operações no equipamento de Tomografia por Emissão de Positrões / Tomografia Computorizada (PET/CT – *Positron Emission Tomography / Computed Tomography*) Discovery Image Quality – *Intelligent Quantitation* (IQ™) da *General Electric Healthcare* (GE®), presente na IA.

As atividades realizadas ao longo dos 5 meses de estágio consistiram na elaboração de documentos com os procedimentos relativos ao sistema PET/CT Discovery IQ™ para os profissionais, bem como de folhetos informativos destinados ao paciente; criação de uma *checklist* para avaliar os critérios mínimos de aceitabilidade de uma Unidade de Medicina Nuclear (MN); participação na calibração e no controlo de qualidade (CQ) da componente PET, assim como nos testes de aceitação de equipamentos sugeridos pela *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA).

O novo equipamento da GE®, Discovery IQ™, apresenta melhorias a vários níveis com a finalidade de aperfeiçoar a qualidade de imagem e a quantificação – parâmetros essenciais à prestação de cuidados personalizados de deteção da patologia, através da avaliação do tratamento. Deste modo, destacam-se: o novo design funcional que se adapta à arquitetura de qualquer Unidade; a plataforma móvel detentora de um anel de detetores escalável; a nova tecnologia de deteção que através do detetor *Light Burst* proporciona uma melhor sensibilidade, permitindo uma qualidade de imagem surpreendente com varrimentos rápidos e baixas exposições à radiação para maior conforto e assistência ao paciente; e ainda o inovador algoritmo iterativo de reconstrução regularizada (Q.Clear®), tecnologia precursora em determinar medições de *Standardized Uptake Value* (SUV) consistentes, facultando uma leitura rápida e eficiente para uma maior segurança na avaliação da resposta do paciente ao tratamento.

Atualmente os clínicos procuram aplicar a PET também na monitorização terapêutica, o que torna a precisão da quantificação um parâmetro fundamental. Tal quantificação refere-se ao SUV, sendo o seu principal desafio o impacto que o algoritmo de reconstrução de imagem tem sobre o tamanho da lesão, volume e *contrast recovery*¹.

O algoritmo de reconstrução de imagem frequentemente utilizado em PET é o *Ordered Subsets Expectation Maximization* (OSEM). Este proporciona a vantagem de

modelar a física subjacente à PET de forma precisa, para além de produzir imagens em tempos clinicamente relevantes, por meio de convergência acelerada ao utilizar subconjuntos. No entanto, apresenta como desvantagem o facto de não ser executado em convergência global, uma vez que o ruído na imagem cresce a cada iteração¹.

Neste sentido, o Q.Clear® do sistema híbrido PET/CT Discovery IQ™ da GE® veio possibilitar a coexistência de uma quantificação precisa e de uma ótima qualidade de imagem. Isto porque pondera, em simultâneo, todos os fatores inerentes à imagem e todos os resultados obtidos através dos diversos processos de melhoria que têm como finalidade permitir um diagnóstico fidedigno, mas também uma avaliação da resposta terapêutica precisa, no âmbito da PET/CT^{1,2}.

Considerando que a maior parte das aplicações clínicas em PET/CT recorre a técnicas de quantificação (SUV) e que esta é fortemente influenciada pelo desempenho do equipamento, torna-se essencial otimizar as características da componente CT (dada a relação entre o SUV e a CT não ser direta) da PET/CT, tornando-a precisa e reproduzível (com uma dose mínima para o paciente), o que se traduz numa gestão eficiente dos recursos. Neste âmbito, realizei um estudo experimental para avaliar a influência da variação da tensão e corrente no tubo de Raio-X em determinadas características que definem a qualidade da imagem CT, nomeadamente a uniformidade, ruído e linearidade em materiais de diferentes densidades. Para tal, recorri ao fantoma *Quality Assurance* (QA), presente na IA, e Pro-CT, cedido pela UA.

É de salientar que não foi possível efetuar qualquer experiência utilizando o 2-[¹⁸F]fluoro-2-desoxi-D-glicose (¹⁸F-FDG), dada a sua inexistência na Unidade de Medicina Nuclear e Imagem Molecular (MNIM) da IA, durante o período de estágio.

O documento está organizado em cinco partes:

- Parte I: refere-se ao relatório de estágio, abordando os seus objetivos, a caracterização do equipamento PET/CT Discovery IQ™ e as atividades desenvolvidas;
- Parte II: corresponde ao enquadramento;
- Parte III: apresenta os materiais e métodos utilizados no estudo experimental realizado;
- Parte IV: revela os resultados obtidos e a discussão dos mesmos;
- Parte V: encontram-se as considerações finais que incluem perspetivas futuras.

PARTE I – RELATÓRIO DE ESTÁGIO

A MN é uma especialidade médica, em que é administrado ao paciente um radiofármaco (RF), ou seja, um composto químico que apresenta um componente radioativo (radionuclídeo – RN) e uma molécula com afinidade para o órgão ou sistema alvo do organismo que faculta a fixação do primeiro componente, permitindo observar o funcionamento ou exercer efeito terapêutico.

Esta área de imagiologia médica tem à sua disposição um leque variado de procedimentos e benefícios, quer a nível diagnóstico quer terapêutico, graças à existência de RFs para praticamente todos os órgãos e sistemas. Como tal, tem aplicação na Oncologia, Cardiologia, Nefrologia, Pediatria, Neurologia, Psiquiatria, entre outras.

As técnicas de MN englobam: MN convencional, PET e PET/CT, hematologia nuclear, métodos e técnicas *in vitro*, densitometria óssea, cirurgia radioguiada e terapêutica. Consideram-se como as duas grandes áreas a MN convencional e a PET. A primeira é a de maior aplicação, utilizando RNs emissores gama (γ), com tempos de semidesintegração ($T_{1/2}$) longos e energias inferiores a 400 keV. A imagem resulta da emissão contínua de fotões γ únicos que são fisicamente colimados e detetados por um equipamento específico, a designada Câmara-Gama (CG). Esta converte a radiação γ emitida pelo corpo do paciente numa imagem³.

Quanto à PET, utiliza RNs emissores de positrões (β^+), exigindo para a sua deteção e formação de imagem (neste caso, seccional) um equipamento capaz de detetar coincidências, ou seja, fotões γ de 511 keV emitidos na mesma direção e em sentidos opostos. O $T_{1/2}$ dos RNs é mais curto, comparado ao da MN convencional. Trata-se de uma tecnologia de ponta que executa colimação eletrónica, revelando uma melhor resolução e contraste, assim como menor ruído, distorção e artefactos. Em suma, independentemente da natureza dos fotões detetados, a tecnologia subjacente é semelhante: administração do RF; emissão de fotões γ (seja por decaimento – MN convencional – ou aniquilação – PET); interação dos fotões γ com o detetor (conversão para fotões secundários na região do visível); transdução do sinal³.

A dependência de qualquer especialidade médica dos avanços tecnológicos é evidente, não sendo a MN exceção, uma vez que está diretamente ligada à evolução nos campos da eletrónica, física, radiofarmácia, radioquímica e biologia molecular, por exemplo.

Deste modo, no âmbito do estágio curricular do Mestrado em Tecnologias da Imagem Médica que teve lugar na Lenitudes Medical Center & Research, pareceu oportuno analisar

o contributo da nova tecnologia inerente à PET/CT desenvolvida pela GE® e designada Discovery IQ™, presente na Unidade de MNIM daquela instituição.

Na literatura acerca do equipamento em estudo, é dado grande relevo ao novo algoritmo iterativo de reconstrução regularizada, conhecido comercialmente como Q.Clear®, uma vez que produz uma imagem de melhor qualidade e permite uma quantificação mais precisa e consistente. Segundo o fabricante, esta técnica de reconstrução de imagem detém inúmeras vantagens face ao método de reconstrução convencional (OSEM)².

A UA e a Lenitudes Medical Center & Research estabeleceram, a 4 de fevereiro de 2015, um protocolo de colaboração a nível do ensino, investigação científica e técnica, transferência de conhecimento e prestação de serviços à comunidade.

Os objetivos gerais do estágio estabelecidos foram os seguintes:

- Integração na IA e recolha das necessidades no que diz respeito a procedimentos, protocolos e documentação dos mesmos;
- Integração e mobilização de conhecimentos técnicos adquiridos na formação inicial e pós-graduada, num contexto prático, seguindo a filosofia da IA;
- Participação ativa na fase de instalação de equipamentos, através do levantamento de procedimentos, testes, CQ, registos, entre outros;
- Colaboração no arranque de atividades da Unidade de MNIM, nomeadamente definindo, implementando e otimizando protocolos de exame PET/CT;
- Compreensão do percurso do paciente na IA, a nível dos exames iniciais, diagnóstico e/ou planeamento terapêutico, terapia e exames de monitorização da resposta à terapêutica.

Tendo em conta que, durante o meu período de estágio, a IA encontrava-se no início de operações do equipamento PET/CT, tive a oportunidade de elaborar documentos com procedimentos relativos à PET/CT Discovery IQ™ e folhetos informativos destinados ao paciente; criar uma *checklist* (e verificar a mesma) dos critérios mínimos de aceitabilidade de uma Unidade de MN; e participar na calibração, no CQ e nos testes de aceitação sugeridos pela NEMA da componente PET, uma vez que a componente CT já se encontrava calibrada. Assim, aprofundei sobretudo o meu conhecimento a nível da construção e implementação de uma Unidade de MNIM, bem como do processo de aceitação de equipamentos.

Por sua vez, tive também a possibilidade de realizar uma experiência (Parte III e IV) que teve por objetivo avaliar o efeito da variação da tensão e corrente no tubo de Raio-X

sobre a uniformidade, ruído e linearidade, na componente CT (Optima™ CT540) da PET/CT Discovery IQ™.

O estágio desenvolveu-se no período de 14 de setembro de 2015 a 29 de janeiro de 2016. O cronograma apresenta os momentos em que cada tarefa foi executada.



Cronograma

	setembro	outubro	novembro	dezembro	janeiro
Revisão bibliográfica	X	X	X	X	X
Elaboração de documentos para a IA	X	X			
Aquisição de dados			X	X	X
Tratamento de dados			X	X	X
Estatística					X
Conclusões					X
CQ diário		X	X	X	
Calibração PET					X
Testes de aceitação NEMA					X

1.1 A INSTITUIÇÃO DE ACOLHIMENTO

A 4 de fevereiro de 2015 assistiu-se à inauguração da Lenitudes Medical Center & Research (Figura 1⁴), cujo nome esconde os seus valores: quaLidade, sustEntabilidade, iNovação, crlatividade, éTica, hUmanismo, creDibilidade, rEntabilidade e reSponsabilidade. Esta sociedade está direccionada para a prestação de serviços de excelência, tendo como finalidade ser uma referência no seu círculo.

Com o intuito de maximizar a criação de valor e sustentabilidade, preservando elevados os padrões de qualidade do serviço e da motivação dos recursos humanos, a missão da Lenitudes passa por ser proactiva e empreendedora, gerindo com rigor, sensibilidade e confiança.



FIGURA 1 – Lenitudes Medical Center & Research.

No que diz respeito às instalações, mais especificamente, à planta de circulação, pode-se dizer que o corredor central é a linha orientadora, começando na entrada principal

e terminando na entrada de serviço. De um dos lados, temos a Recepção (1), Consultas (2), Física Médica (5), Hospital de Dia (7), Investigação e Desenvolvimento (8) e Auditório (9). Do outro lado, encontram-se as Unidades de MNIM (3), Imagiologia (4) e Radioterapia (5), Bloco Operatório (6) e Área Técnica (10), como retratado na Figura 2.



FIGURA 2 – Planta de circulação da IA.

A Recepção corresponde à zona de acolhimento, prestando atendimento diferenciado; as Consultas têm à sua disposição 10 consultórios, localizados em dois espaços específicos, com aproximadamente 20 valências distintas, como por exemplo: Cardiologia, Cirurgia Geral, Cuidados Paliativos, Dor, Gastroenterologia, Ginecologia, Hematologia Clínica, Medicina Interna, Neurologia, Nutrição, Otorrinolaringologia, Pneumologia, Psicologia e Urologia. Do Hospital de Dia fazem parte quatro espaços individuais, com WC e áreas comuns de tratamento e intervenção. A Investigação e Desenvolvimento abrangerá Biologia Molecular, Radiobiologia, Técnicas Nucleares Aplicadas à Saúde, Terapêutica Oncológica, Ensaios Clínicos e Bioinformática. O Auditório, com capacidade para 50

peessoas, é destinado à formação interna para estudantes pré e pós-graduados, além dos momentos de relação com a comunidade.

Na Unidade de MNIM encontram-se uma PET/CT totalmente inovadora e uma Tomografia por Emissão de Fotão Único (SPECT – *Single Photon Emission Computed Tomography*) de última geração, com a nova tecnologia de detecção e flexibilidade de utilização, fornecendo uma qualidade de imagem excecional, compatível com a redução do tempo de aquisição ou da atividade (A) injetada até 50%. Da Imagiologia faz parte um Mamógrafo, topo de gama, completamente equipado de recursos que permitem técnicas de intervenção, complementando com um Ecógrafo também ele de última geração. A Unidade de Radioterapia é equipada com dois Aceleradores Lineares, cuja tecnologia associada permite aplicar as técnicas de Radioterapia mais diferenciadas da atualidade, de forma precisa, poupando ao máximo os tecidos saudáveis e destruindo com maior probabilidade apenas tecidos afetados pela doença. O Bloco Operatório está orientado para a cirurgia ambulatoria, estando o bloco cirúrgico equipado com duas salas.

Focando a Unidade de MNIM, esta apresenta-se dividida em MN Convencional (à esquerda) e IM (em frente), de forma que não se verifique cruzamento de pacientes injetados com energias diferentes, resultantes das duas vertentes da MN. O primeiro espaço com o qual nos deparamos é a sala de espera para pacientes não injetados, com uma zona destinada a pacientes acamados, e que futuramente terá também uma receção.

Depois do paciente ser chamado, passa pela sala de administração do RF com ligação à radiofarmácia, através de um transfere, evitando exposição desnecessária ao produto radioativo, quer pelos profissionais de saúde quer por outros pacientes. Posteriormente, o paciente é transferido para uma sala de espera para pacientes injetados. No caso da PET, os pacientes aguardam em boxes (quatro) de chumbo, quer por questões de proteção e segurança radiológica (energias mais elevadas), quer por questões de protocolo (impossibilidade de conversarem/movimentarem-se -> evitar fixação do RF no músculo). Por último, o paciente passa à sala do equipamento para aquisição de imagens. É de notar que os percursos são curtos e realizados num único sentido. Em adição, é a única Unidade com saída diretamente para o exterior, evitando exposições desnecessárias (passagem dos pacientes injetados pela primeira sala de espera e restantes instalações da Lenitudes).

A radiofarmácia localiza-se no centro da Unidade, servindo as duas vertentes. Podemos encontrar ainda uma sala para provas de esforço, vestiários, WC para pacientes injetados (o WC para não injetados está no corredor principal, em frente à Unidade de MNIM, pelo que está perto da sala de espera para pacientes não injetados), espaço para

armazenamento de material radioativo, sala de sujos e despejos, sala de comando/consola, gabinetes, sala de pessoal e WC para os mesmos.

1.2 A EQUIPA

Durante o primeiro mês de estágio estive sob orientação da Engenheira Catarina Souto que me acompanhou na análise de Decretos-Lei (DL) e do documento da Entidade Reguladora de Saúde (ERS), dos quais retirei os critérios mínimos de aceitabilidade de uma Unidade de MN (Anexo I); na elaboração de procedimentos relativos ao equipamento PET/CT (Anexo II); na criação de folhetos informativos destinados aos pacientes (Anexo III); e ainda conhecimento dos testes de aceitação de equipamento recomendados pela NEMA e seus objetivos. No restante período de estágio, o meu trabalho foi orientado pela Engenheira Lia Silva.

Recebi apoio da Técnica de Radioterapia Sílvia Leitão e do Técnico de MN António Roçado na execução dos CQ diários dos equipamentos na Unidade de MNIM, mas também nas aquisições CT com os fantasmas QA e Pro-CT e respetiva extração de dados necessários à determinação da uniformidade, ruído e linearidade.

O convívio com a restante equipa, desde o pessoal da Física Médica, Radioterapia, auxiliares e restantes colaboradores, foi imprescindível para a minha integração na família Lenitudes.

1.3 CARACTERIZAÇÃO DO EQUIPAMENTO PET/CT DISCOVERY IQ™

O novo design funcional do equipamento da GE®, PET/CT Discovery IQ™, adapta-se à arquitetura de qualquer Unidade (consoante as suas necessidades, resguardando o investimento), graças ao anel de detetores escalável, projetado para potenciar o desempenho clínico, fornecendo os melhores resultados possíveis ao paciente². O modelo instalado na Lenitudes Medical Center & Research (Figura 3) tem quatro anéis PET, sendo a cobertura longitudinal de 20,8 cm.

As melhorias deste sistema para aperfeiçoar a qualidade de imagem e a quantificação (parâmetros essenciais à prestação de cuidados personalizados de deteção da patologia, através da avaliação do tratamento)² são apresentadas seguidamente para cada uma das componentes e a nível do método de reconstrução de imagem PET.



FIGURA 3 – Equipamento PET/CT Discovery IQ™ (20,8 cm) da IA.

1.3.1 COMPONENTE CT – OPTIMA™ CT540

Apresenta uma boa gestão de sinal e qualidade de imagem em áreas com baixo sinal. Permite estender a cobertura longitudinal por rotação até 20 mm, quando há interesse em reduzir os tempos de exame (por exemplo, exames que devem ser realizados em apneia). O sistema *Image Quality Enhance* (IQE) faculta a utilização de *pitches* elevados (1,75), mantendo a qualidade da imagem equivalente à de um equipamento de 50 cortes². Na Tabela 1 estão listadas as características da Optima™ CT540.

TABELA 1 – Características da componente CT do sistema PET/CT Discovery IQ™⁵.

16 linhas de aquisição e 24 linhas de detetores
Velocidades de rotação: 0,5, 0,6, 0,7, 0,8, 0,9, 1,0, 2,0, 3,0 e 4,0
Aquisição helicoidal a velocidades de mesa significativas (tempo máximo de aquisição: 120 segundos)
<i>Pitches</i> : 0,562, 0,938, 1,375 e 1,75
Potencial para novas aplicações devido à cobertura rápida e reduzidos atrasos no arrefecimento do tubo
Capacidade de adquirir 16 imagens axiais por rotação
Compatibilidade eletromagnética (otimiza segurança, <i>uptime</i> e desempenho no ambiente a que se destina)
Tubo: Performix Ultra

O detetor pode adquirir 16 linhas de dados de uma vez quer no modo de varrimento axial, quer helicoidal, podendo ser reconstruídas 16 imagens por cada rotação da *gantry*. A tecnologia multicorte helicoidal permite a aquisição dos dados com maior rapidez e menor dose comparativamente com a de corte único. No modo axial é possível reconstruir 4 imagens axiais numa única rotação da *gantry*⁵.

O conjunto de detetores está segmentado em células na dimensão Z, proporcionando a colimação pós-paciente do feixe de Raio-X, ou seja, ao contrário de outros sistemas CT,

não existe um colimador físico pós-paciente, é a própria segmentação do detetor em células que tem este efeito⁵. A Tabela 2 lista as características dos detetores.

TABELA 2 – Características dos detetores da componente CT do sistema PET/CT Discovery IQ™⁵.

24 linhas no eixo Z (24 células separadas fisicamente em Z)
Colimação pós-paciente graças à separação do detetor em células no eixo Z
Tamanho efetivo das células em Z no isocentro: 1,25 mm (para as 8 linhas periféricas)
Tamanho efetivo das células em Z no isocentro: 0,625 mm (para as 16 linhas centrais)
Soma das células no eixo Z através de uma matriz <i>Field Effect Transistor</i> (FET)
Combinações do somatório das células (mm):
1x1,25, 2x0,625, 4x1,25, 4x2,5, 4x3,75, 4x5,00, 8x1,25, 8x2,5, 16x0,625 e 16x1,25
Conetores de cabo flexível permanentemente ligados e integrados

A combinação deste tipo de colimação pós-paciente com a soma das células na dimensão Z, pela matriz FET, determina a espessura de corte nesta dimensão. Podem ser somadas 1, 2, 3 ou 4 células para formar uma macro célula. Todas elas, no mesmo plano Z, formam uma macro linha que adquire informação com várias espessuras no isocentro (ver exemplo da Figura 4)⁵.

Nas aquisições com mais de 1 segundo, as linhas de dados são somadas antes da reconstrução da imagem, isto para que os tempos de reconstrução e resolução espacial permaneçam constantes para qualquer velocidade⁵.

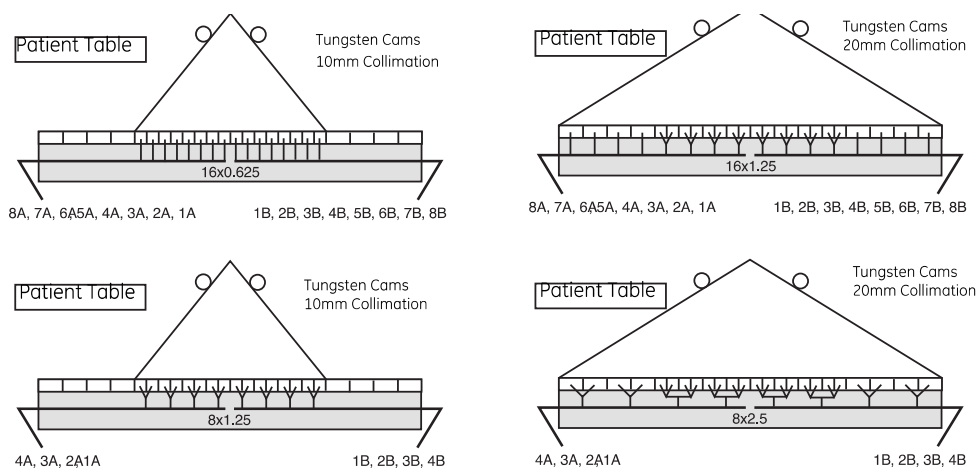


FIGURA 4 – Exemplo de soma das células de detetores da componente CT do sistema PET/CT Discovery IQ™, segundo a dimensão Z.

Como método de reconstrução executa o *Adaptive Statistical Iterative Reconstruction* (ASIR) – mais adequado para tecnologia CT de baixa dose⁵.

1.3.2 COMPONENTE PET

A nova tecnologia de detecção através do detetor *Light Burst* (Figura 5²) proporciona a mais alta sensibilidade, permitindo uma qualidade de imagem surpreendente com varrimentos rápidos e baixa A para maior conforto e assistência ao paciente. A sensibilidade do detetor depende das propriedades físicas e espessura do material de cintilação: quanto maior o coeficiente de atenuação para os fótons γ de 511 keV, melhor o seu poder de paragem (distância média percorrida pelos fótons até à deposição completa da sua energia); e quanto maior a espessura do cintilador, maior a probabilidade dos fótons interagirem com ele^{6,7}.



FIGURA 5 – Detetor *Light Burst* da componente PET do Sistema PET/CT Discovery IQ™.

O sistema PET/CT Discovery IQ™ foi desenhado com cristais de Germanato de Bismuto (BGO – *Bismuth Germanate*) (> poder de paragem) e como características do detetor apontam-se: a elevada cobertura longitudinal (20,8 cm), os quatro detetores em anel que facultam uma elevada taxa de obtenção de imagem PET, a precisão (alta taxa de contagem da imagem) e a já mencionada capacidade de escalabilidade no local, bem como a sensibilidade de excelência (14 cps/kBq) e o grande campo de visão (FOV – *Field Of View*) axial (70 cm, o maior na indústria). A elevada sensibilidade e cobertura longitudinal possibilitam a redução do tempo de aquisição e/ou da A de RF convencionais, obtendo imagens PET com a mesma qualidade e rentabilizando eficientemente o fluxo de trabalho (por exemplo, estudo completo do tórax, livre de movimento, em menos de 4 minutos)².

Na deteção de pequenas lesões revela uma leitura eficiente e fidedigna. Em adição, este sistema apresenta a maior taxa de contagem de ruído equivalente (NECR – *Noise Equivalent Count Rate*) entre os sistemas existentes, reforçando a utilização do ¹⁸F em 94% dos procedimentos oncológicos. A NECR é elevada, quer para RNs com elevadas taxas de contagem quer para de baixas (⁶⁸Ga, ¹¹C, ⁸²Rb). A Figura 6 compara a NECR obtida para diversos RN com três equipamento PET/CT Discovery distintos².

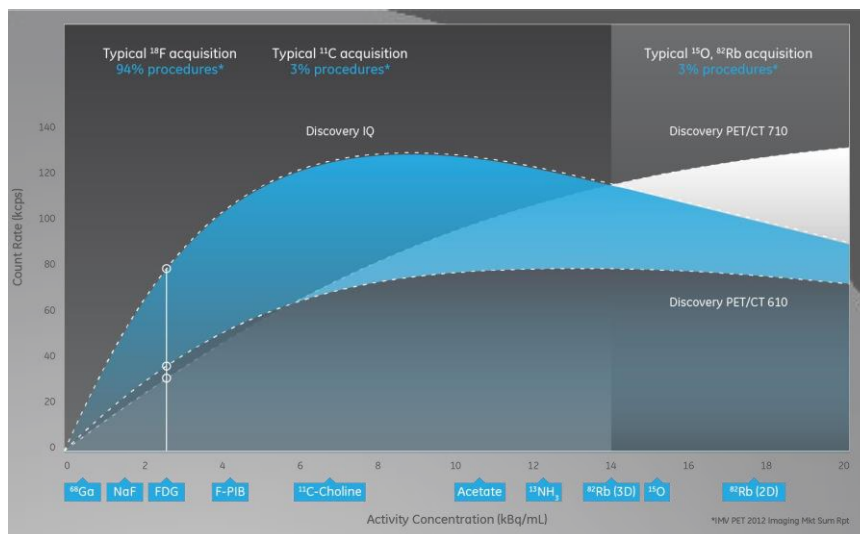


FIGURA 6 – Taxa de contagens do RN: Discovery IQ™ vs Discovery™ 710 vs Discovery™ 610.

A aquisição inovadora em dois canais é uma mais-valia na medida em que gera uma precisão quantitativa bastante elevada para todos os RN clinicamente relevantes, dada a recolha de eventos pelo segundo canal durante o tempo morto, como exemplificado na Figura 7².

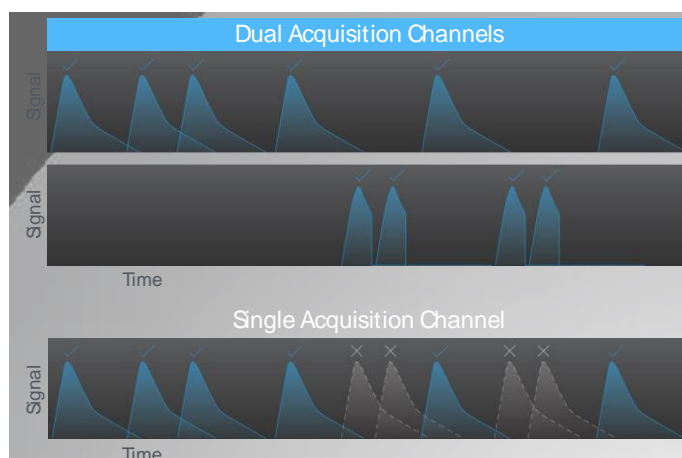


FIGURA 7 – Aquisição duplo canal vs aquisição canal único.

1.3.2.1 ALGORITMO ITERATIVO DE RECONSTRUÇÃO REGULARIZADA (Q.CLEAR®)

O algoritmo mais utilizado para a reconstrução de imagem em PET é o OSEM, uma variante acelerada do algoritmo *Maximum Likelihood-Expectation Maximization* (ML-EM) que procura reconstruir a imagem da distribuição de RF que maximiza a probabilidade de originar os dados PET adquiridos. Para tal, recorre a iterações sucessivas de cálculo da distribuição de RF e dos dados PET por ela produzidos, sendo que a cada iteração é feita

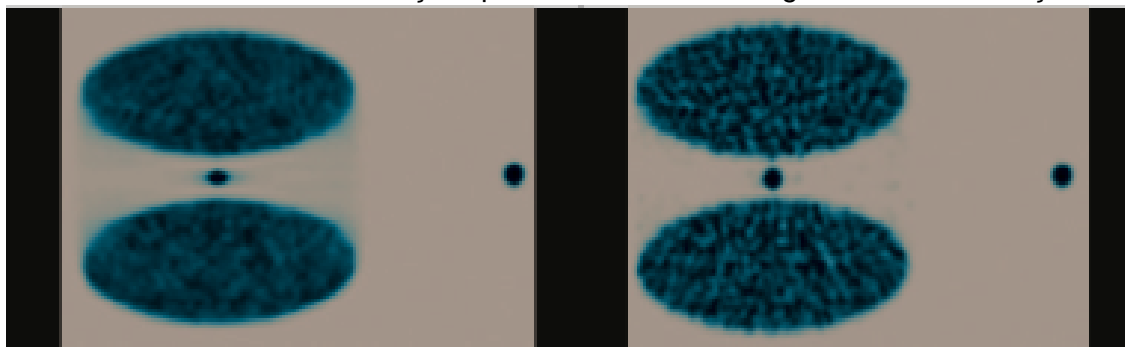
uma comparação entre os dados reais e os dados calculados na iteração (cálculo da função de verosimilhança). Portanto, enquanto os critérios de paragem (atingimento de um máximo da função de verosimilhança) não forem atingidos, o algoritmo de reconstrução continua, sendo obtida em cada iteração uma imagem com (supostamente) maior verosimilhança. Quando entre iterações sucessivas não se verificam alterações substanciais na imagem (isto é, a função de verosimilhança não melhora), obtém-se a imagem ML¹.

Comparando os dois algoritmos, o OSEM acelera a convergência realizando as atualizações em diferentes subconjuntos de dados a cada iteração. Ambos demonstram um ruído significativo ao executar a convergência global, devido ao reduzido volume de informação numa aquisição PET. A solução passa por parar o algoritmo após 2 a 4 iterações. Em contra partida, esta melhoria implica uma redução da precisão quantitativa, assim como a potencial introdução de distorções em pequenos objetos¹. A

Figura 8² demonstra os efeitos da convergência.

FIGURA 8 – Simulação em fantoma: convergência parcial com 2 iterações OSEM (à esquerda) vs convergência global com 25 iterações OSEM (à direita). Há distorção espacial e perda de contagens na reconstrução com 2 iterações. Com 25 iterações, há uma redução significativa das distorções espaciais e uma melhoria no contraste, porém, é introduzido ruído em excesso.

O algoritmo iterativo de reconstrução regularizada Q.Clear®, deriva do OSEM e é um algoritmo Bayesiano de verosimilhança penalizada (*Bayesian penalized likelihood*) que inclui um termo adicional na função que calcula a nova imagem em cada iteração. Este



termo adicional tem em conta o ruído: quanto maior o ruído, maior o termo da função. Como consequência, o algoritmo é direcionado para longe das imagens ruidosas. Assim, é possível alcançar a convergência global, sem a presença de efeitos prejudiciais derivados do excesso de ruído¹ (Figura 9 e 10²).

Em adição, este algoritmo tem como mais-valia o facto de recorrer à *Relative Difference Penalty* (RDP), em que o ruído é controlado pelos níveis de A: quando as

diferenças nesses níveis não são acentuadas, a correção do ruído é maior e, quando as diferenças são acentuadas (contornos da região de A), a correção do ruído é menor. A forma como a RDP é concebida faz com que os limites sejam preservados e o ruído de fundo mantido baixo, obtendo-se uma qualidade de imagem mais definida¹.

O Q.Clear® utiliza ainda um algoritmo designado por *Block Sequential Regularized Expectation Maximization* (BSREM) que permite a cada *voxel* da imagem atingir 100% da convergência. Considerando que o Q.Clear® procura sempre a convergência global, o utilizador não necessita definir número de iterações e subconjuntos (como no caso do OSEM). Os filtros pós reconstrução também são eliminados, dado o ruído ser controlado pelo próprio método de reconstrução Q.Clear®, como parte da regularização¹.

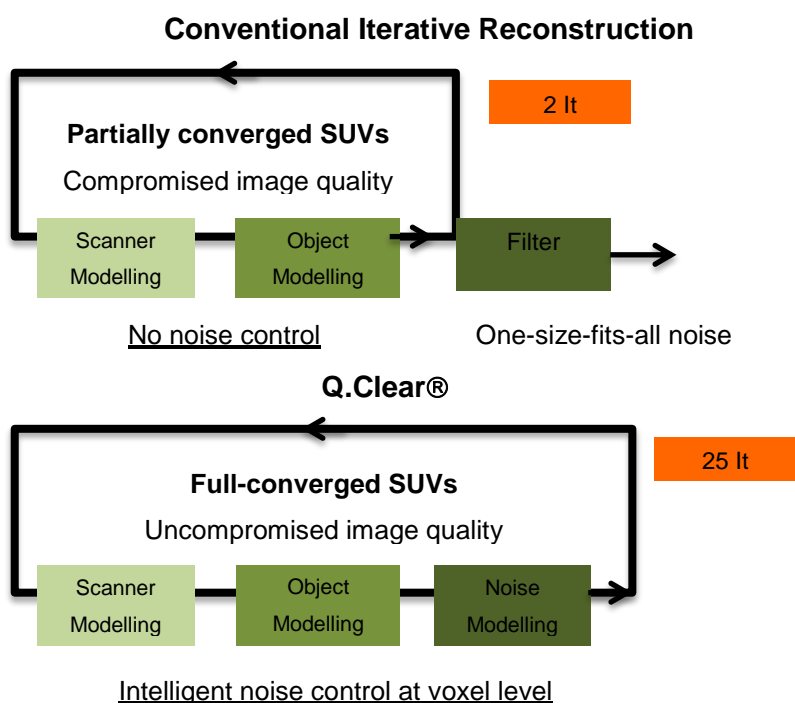


FIGURA 9 – Reconstrução convencional iterativa vs reconstrução com Q.Clear®.

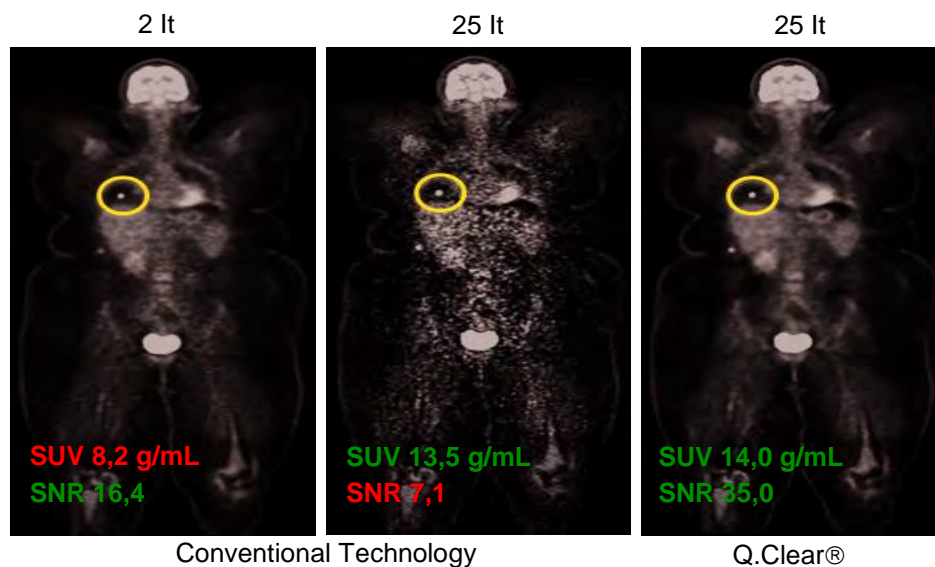


FIGURA 10 – Tecnologia convencional vs Q.Clear®: variação do SUV e da SNR.

Os fabricantes mediram a relação sinal-ruído (SNR – *Signal to Noise Ratio*) num sistema PET/CT Discovery 710 com o intuito de comprovar a não interferência da convergência global, praticada pelo Q.Clear®, na qualidade de imagem. Para tal, adquiriram 40 milhões de contagens em dois fantasmas antropomórficos (Figura 11)¹.

Num dos fantasmas (*Anthropomorphic Torso Phantom™*) posicionaram, em vários locais, esferas de 10 mm de diâmetro (com quatro vezes a concentração de A – ^{18}F -FDG – do fundo) para simular lesões. No outro fantoma (*Extended Oval Phantom™*), para além de esferas (com quatro vezes a concentração de A – ^{18}F -FDG – do fundo) a simular lesões, incluíram duas garrafas preenchidas com uma densidade próxima à do fundo do pulmão (com uma esfera de 10 mm) e montaram, no meio, outra garrafa com duas vezes a A de fundo para simular um órgão quente. Entre os pulmões e o órgão quente posicionaram duas esferas de 10 e 13 mm¹.



FIGURA 11 – *Anthropomorphic Torso Phantom™* (à esquerda) e *Extended Oval Phantom™* (à direita).

Para a reconstrução dos dados obtidos utilizaram o OSEM e o Q.Clear®, sendo as imagens no primeiro método reconstruídas com 2 iterações/24 subconjuntos, um filtro transaxial de Gauss de 4 mm e um filtro axial ponderado de [1:6:1] para controlar o ruído; já o segundo método reconstruiu as imagens com $\beta=350$ (em que β controla a precisão da reconstrução regularizada em termos da estatística dos dados) e sem filtros pós reconstrução¹.

Os resultados estão representados na Figura 12 e 13. Comparando os dois métodos, as imagens reconstruídas com Q.Clear® apresentaram contraste superior (OSEM tem lenta convergência no fundo frio), principalmente na região pulmonar, e melhores resultados em toda a imagem, mas em especial na região do pulmão, para a SNR¹.

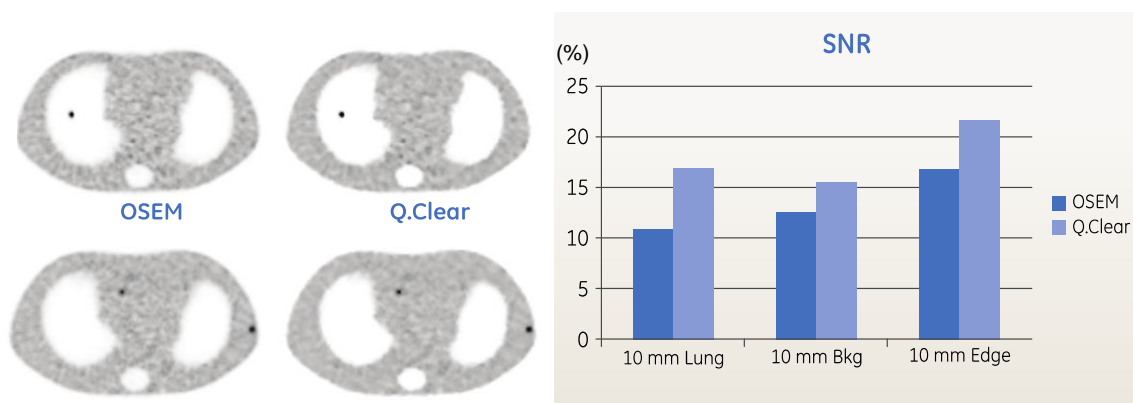


FIGURA 12 – Imagens reconstruídas do *Anthropomorphic Torso Phantom™* (à esquerda). Medições da SNR onde esta é definida como sinal de uma região de interesse (ROI – *Region of Interest*) dividida pelo DP da VOI de fundo (à direita).

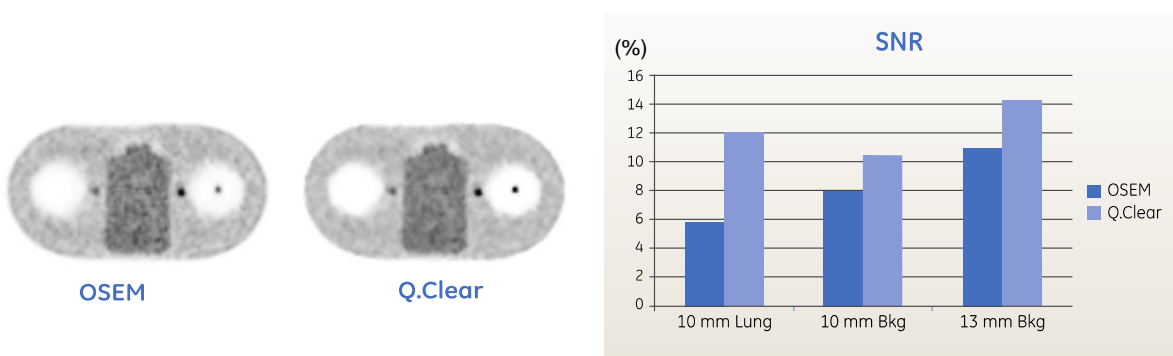


FIGURA 13 – Imagens reconstruídas do *Extended Oval Phantom™* (à esquerda). Medições da SNR onde esta é definida como sinal de uma ROI dividida pelo DP da VOI de fundo (à direita).

Os fabricantes também compararam os dois algoritmos de reconstrução em equipamentos diferentes. Na PET/CT Discovery 690 realizaram um estudo de corpo inteiro

com ^{18}F -FDG, em que para o OSEM utilizaram 2 iterações/24 subconjuntos, um filtro transaxial de Gauss de 4 mm e um filtro axial ponderado de [1:6:1]; já para o Q.Clear® as imagens foram reconstruídas com $\beta = 350$ e sem filtros pós reconstrução¹.

Na PET/CT Discovery 710 realizaram um estudo com ^{68}Ga -DOTATOC, cujos parâmetros de reconstrução para o OSEM foram 2 iterações/24 subconjuntos, um filtro transaxial de Gauss de 6,4 mm e um filtro axial ponderado de [1:4:1]; enquanto para o Q.Clear® aplicaram $\beta = 400$ e sem filtros pós reconstrução. No final, registaram um aumento significativo da média do SUV com Q.Clear® (Figura 14)¹:

○PET/CT Discovery 690

- OSEM=6,4 g/mL
- Q.Clear®=10,9 g/mL

○PET/CT Discovery 710

- OSEM=4,2 g/mL
- Q.Clear®=11,1 g/mL

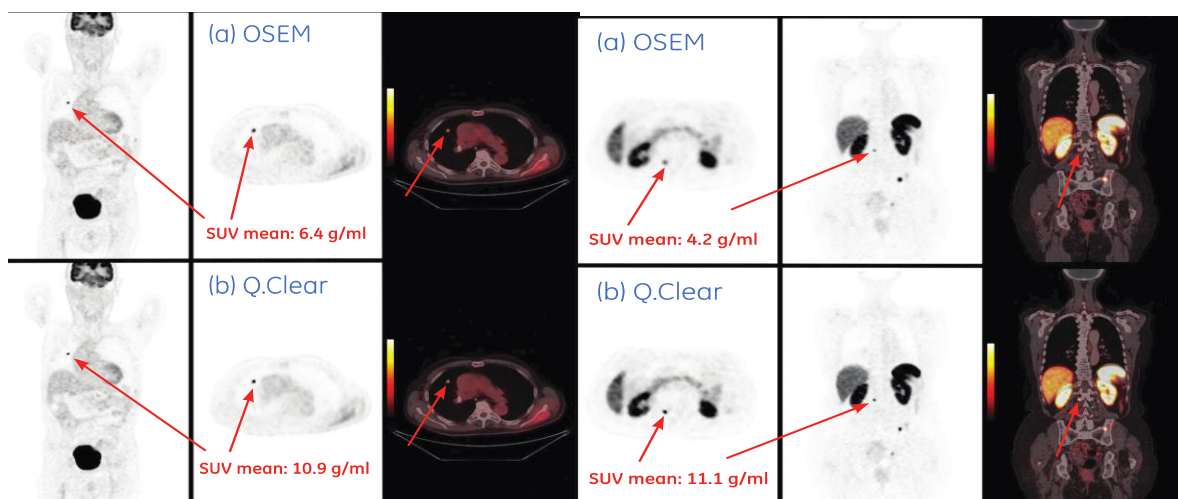


FIGURA 14 – Reconstrução com OSEM e Q.Clear® e respetivos SUVs na Discovery™ 690 (à esquerda) e na Discovery™ 710 (à direita).

1.3.2.2 SOLUÇÕES DO SISTEMA PET/CT DISCOVERY IQ™ PARA REDUZIR A VARIABILIDADE QUANTITATIVA EM PET

Existem diversas questões problemáticas inerentes à variabilidade quantitativa em PET, nomeadamente: o CQ diário ser necessário à garantia da consistência no desempenho da aquisição para cada exame; o fluxo de trabalho (em particular, a complexa introdução de parâmetros quantitativos críticos, prévia à aquisição de imagem, para transferência automática); o facto dos cálculos quantitativos e da disponibilidade de acesso à informação biológica do paciente não serem intuitivos aquando da análise e elaboração do relatório; os algoritmos de reconstrução, sob diferentes condições de aquisição, não reproduzem dados imagiológicos consistentes e repetíveis; e ainda o movimento de órgãos do paciente².

A ferramenta Q.Temp do sistema PET/CT Discovery IQ™ assegura o desempenho consistente em cada exame, a qualquer temperatura, pois mede e corrige alterações de temperatura do detetor, em tempo real, de modo a que a calibração permaneça consistente^{2,6}.

Já a Q.Check garante que os parâmetros que afetam o SUV sejam introduzidos antes da aquisição, como é o caso do peso, RN e A, ligando assim a aquisição ao fluxo de trabalho. Q.Prepare é uma extensão da funcionalidade da ferramenta anterior, uma vez que pré-introduz a informação ainda antes da prescrição de aquisição na agenda do paciente, bem como revê e compara parâmetros de quantificação entre a prescrição de um estudo atual e outro já realizado. A Q.Core também melhora o fluxo de trabalho ao acelerá-lo em termos de imagem quantitativa^{2,6}.

As dificuldades na análise e elaboração do relatório são eliminadas pela PET *Volume Computer Assisted Reading* (PET VCAR) ao efetuar uma boa monitorização do paciente, medindo eficientemente vários fatores da imagem, como por exemplo o SUV_{peak}. O acesso ao registo integrado, em estudos longitudinais, possibilita o alinhamento entre estudos, tal que áreas marcadas anteriormente podem ser transferidas de imediato para o estudo atual, procedendo o utilizador a modificações e acedendo, por conseguinte, às quantificações⁶.

Quantitation Achieved Consistently (Q.AC) é o novo algoritmo de reconstrução CT desenvolvido para os equipamentos híbridos PET/CT da GE® que possibilita a aplicação de técnicas de baixa dose para CA das imagens PET, mantendo a consistência na quantificação das mesmas imagens. Quando se adquirem imagens a baixas doses, o feixe de CT pode não ser suficiente para atravessar completamente o corpo do paciente e atingir o detetor. Esta situação poderá conduzir a variações nas imagens PET de aquisição para aquisição (principalmente, em estudos do corpo inteiro). A ferramenta Q.AC reduz estas variações na informação CT ao atuar durante a criação do sinograma relativo ao fluxo de trabalho da preparação dos dados brutos CT para a reconstrução. Tal permite ao algoritmo melhorar o baixo sinal responsável pelas variações nas UH⁸. A Figura 15² demonstra a consistência da quantificação PET (SUV) em Q.AC com uma dose bastante inferior à utilizada em CT Convencional (0,41 e 9,68 mSv, respetivamente).

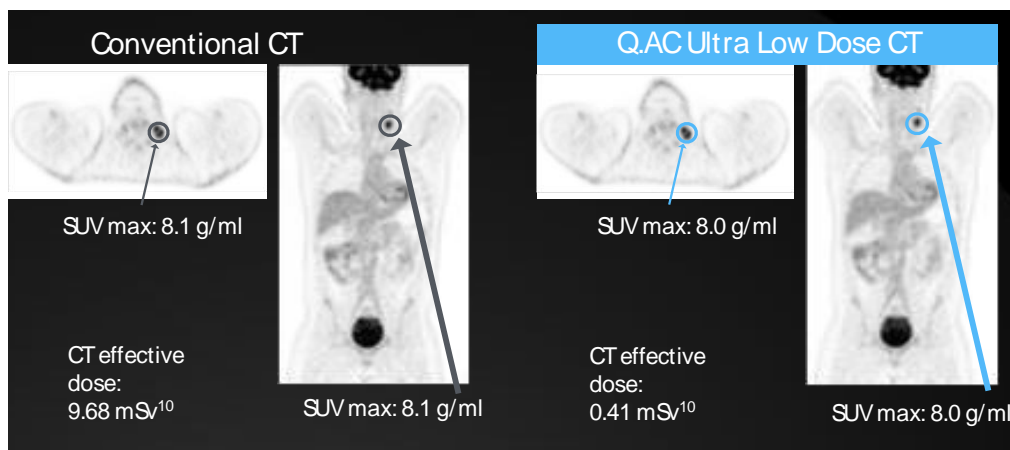


FIGURA 15 – CT convencional vs CT dose ultra-baixa (Q.AC).

O efeito do movimento respiratório na quantificação e qualidade da imagem PET é minimizado por meio da ferramenta Q.Static ao adquirir apenas durante a fase de repouso do movimento respiratório. A referida aquisição é integrada no estudo de corpo inteiro PET/CT, tornando-o acessível à prática clínica *standard*. As imagens obtidas com Q.Static são disponibilizadas juntamente com as estáticas convencionais de corpo inteiro PET⁶ (Figura 16²).

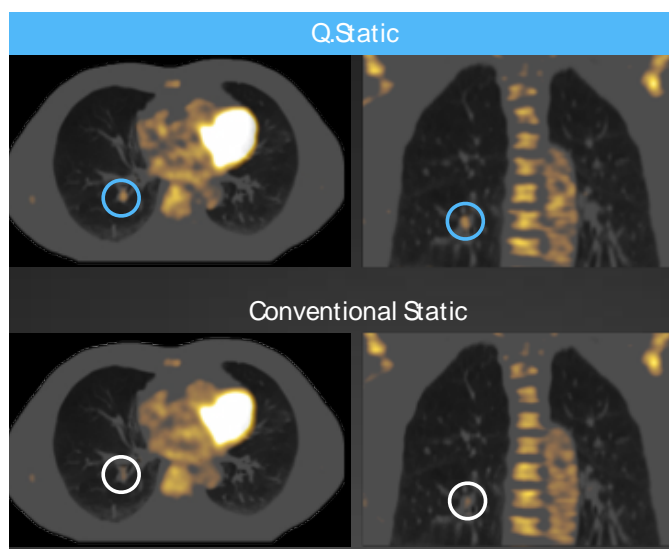


FIGURA 16 – Q.Static revela SUVmax=2,3 g/mL, demonstrando claramente um nódulo ávido em ¹⁸F-FDG no pulmão direito. Estática convencional revela SUVmax=1,8 g/mL. Assim, a correção do movimento com Q.Static conduz a uma medição SUV da lesão mais precisa.

O ponto alto da precisão quantitativa quando o movimento respiratório degrada a qualidade da informação é concretizado através da característica Q.Freeze com a introdução de CT 4D e PET sincronizado. Na PET 4D é aplicado um algoritmo de registo

não rígido global 3D robusto e confiável que permite o registo de todas as imagens PET sincronizadas numa única fase de referência, obtendo-se uma imagem PET 3D com correção do movimento⁶ (Figura 17²).

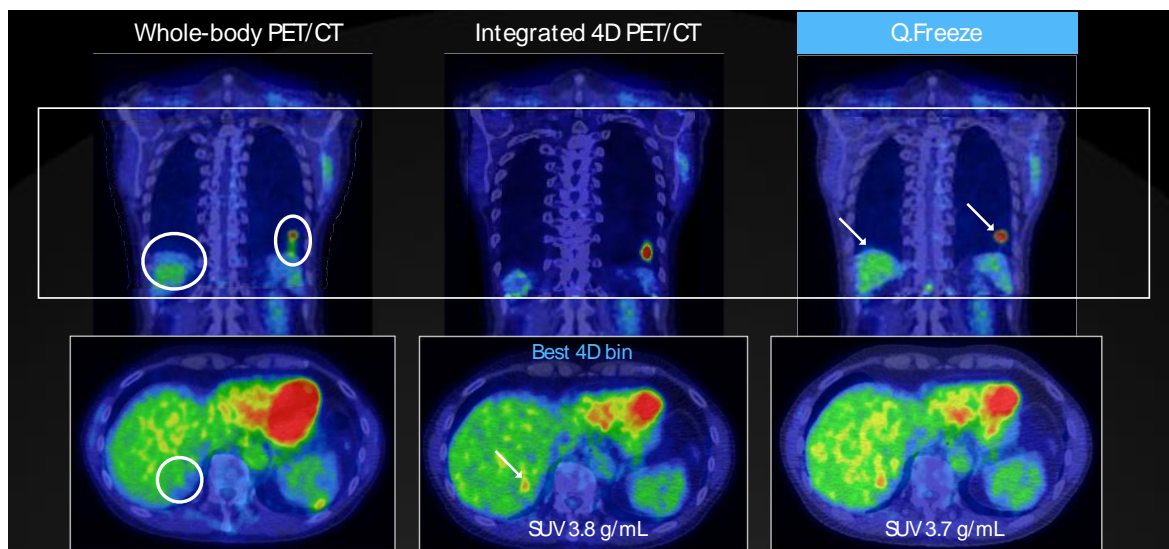


FIGURA 17 – Q.FREEZE: cobertura total do tórax em todos os pacientes.

1.4 AS ATIVIDADES DE ESTÁGIO

1.4.1 PROCEDIMENTOS E FOLHETOS INFORMATIVOS

No período inicial do estágio, fiz o levantamento das necessidades da IA no que diz respeito a procedimentos, protocolos e documentação dos mesmos. Sendo assim, criei uma *checklist* para avaliação dos critérios mínimos de aceitabilidade de uma Unidade de MN, concebida com a finalidade de verificar a situação atual, antes da vistoria que decorreu no final de janeiro de 2016, e também para aplicação em futuras vistorias anuais (será abordada no tópico seguinte – 1.4.2 – e está presente em Anexo I).

Em adição, elaborei alguns documentos com procedimentos relativos à PET/CT Discovery IQ™, nomeadamente CQ diário, semanal e trimestral (serão abordados no tópico 1.4.3 e estão presentes em Anexo II). Estes documentos serão utilizados pelos Técnicos de MN de forma a facilitar a implementação de tais tarefas no dia-a-dia.

Por sua vez, também elaborei folhetos informativos destinados aos pacientes (presentes em Anexo III) para dar a conhecer ao público, numa linguagem acessível e de uma forma breve (para uma rápida e fácil compreensão), os exames mais frequentemente realizados na Unidade de MNIM da Lenitudes.

Os folhetos estão organizados do seguinte modo:

- Indicações clínicas para realização do exame;
- Preparação necessária para o exame (por exemplo, realizar ou não jejum);
- Indicação para que o paciente traga consigo no dia do exame, exames que tenha realizado anteriormente;
- Explicação do que é um RF e qual a sua via de administração;
- Referência ao facto de a quantidade de radiação utilizada nestes exames ser muito baixa;
- Breve explicação do exame, mencionando tempos de espera e aquisição de imagens;
- Noção dos procedimentos após o exame terminar (imagens serão tratadas e analisadas pelo médico que irá redigir o relatório);
- Cuidados a ter após o exame terminar, nomeadamente aumentar a hidratação, urinar com frequência (auxiliando na eliminação do RF) e promover o afastamento de grávidas e crianças (evitar exposição deste grupo à radiação);
- Chamada de atenção para as pacientes que na possibilidade de gravidez ou, no caso de estarem a amamentar, deverão alertar os profissionais de saúde.

Estes folhetos informativos foram elaborados com o objetivo de facilitar o papel do Técnico de MN na transmissão de informação aos pacientes e esclarecer estes últimos para que a compreensão dos procedimentos a que serão sujeitos lhes permita diminuir quaisquer inquietações que possam constituir um fator de ansiedade.

1.4.2 CRITÉRIOS MÍNIMOS DE ACEITABILIDADE DE UMA UNIDADE DE MN

Na primeira semana, analisei o DL n.º 180/2002, a Portaria n.º 33/2014 e o documento da ERS, de outubro de 2013. O DL não menciona qualquer requisito em termos dos equipamentos PET, enquanto na Portaria e no documento da ERS encontram-se critérios de aceitabilidade desta vertente da MN.

Os dois primeiros, DL e Portaria, são as matrizes legais para o licenciamento de uma Unidade de MN, enquanto o documento da ERS prevê a realização de uma vistoria às instalações radiológicas que empregam radiações ionizantes, após a Direção Geral de Saúde emitir a licença das mesmas.

A ERS é responsável pelo cumprimento dos requisitos legais relativos ao funcionamento e à atividade de Unidades de Saúde. No âmbito das Unidades de MN, o panorama nacional da realização dos exames PET foi objeto de estudo no que se refere a questões legais e administrativas do cumprimento de padrões de qualidade e segurança

dos cuidados de saúde prestados, nomeadamente a nível das instalações, organização e funcionamento. Para tal, foi estabelecido um conjunto de fatores e parâmetros de avaliação da qualidade, baseando-se na legislação em vigor e no Manual de Boas Práticas⁹.

Primeiramente, a ERS realizou ações de fiscalização a todos as unidades detentoras de equipamento PET, com a finalidade de caracterizar e identificar as atuais condições de prestação de cuidados. Mais tarde, foi elaborada uma *checklist* destinada à análise da organização e funcionamento, recursos humanos e requisitos e especificações técnicas⁹.

Dos 12 estabelecimentos fiscalizados, 11 encontram-se em funcionamento e, segundo as informações recolhidas, foi comprovado o bom estado geral de desenvolvimento e evolução dos exames PET. Contudo, existem algumas não conformidades que devem ser corrigidas, designadamente no que se refere à informação prestada aos pacientes (algumas das Unidades visitadas não identificaram em local visível o diretor de serviço/diretor clínico de MN) e à segurança e proteção radiológica das instalações (três das Unidades fiscalizadas não tinham monitores de radiação de área, importantes para a avaliação do nível de radiação na zona ativa)⁹.

Este documento foi analisado no âmbito da preparação de uma futura auditoria da Unidade de MNIM da Lenitudes Medical Center & Research (teve lugar no dia 26 de janeiro de 2016).

A 12 de outubro de 2015 realizei uma verificação à Unidade de MNIM da Lenitudes com base na *checklist* em Anexo I (elaborada à luz dos documentos mencionados). A maioria dos parâmetros descritos como obrigatórios obtiveram classificação positiva, como se pode verificar na dita *checklist*. No entanto, verificaram-se exceções no que se refere à localização e características dos lavatórios nas instalações de saúde. As normas de localização, construção, segurança e privacidade, preveem a instalação de lavatórios com torneira não manual em todos os compartimentos onde haja prestação de cuidados de saúde, o que não acontece nas salas que albergam o equipamento de MN. Ainda relativamente aos lavatórios, a torneira na sala de desinfeção deveria ser de comando não manual; na área de transição, o lavatório deveria dispor de água quente e fria (apenas fria) e; na sala de pessoal, deveria existir uma tina de bancada, o que não se verifica.

Na Tabela II, em Anexo I, encontram-se as áreas úteis (m²) e largas (m) mínimas recomendadas para cada compartimento, salientando-se o gabinete de consultas cujas dimensões são 9,41 m² e 2,18 m, valores inferiores aos mínimos estipulados (12 m² e 2,60 m).

Na radiofarmácia existe uma câmara de fluxo laminar cuja janela de proteção sobe, de modo a poder-se introduzir os braços para manipulação dos RFs. Logo, não poderá

existir uma zona de trabalho totalmente fechada com manipulação através de caixa de luvas, integrada numa zona limpa.

As instalações sanitárias para uso exclusivo dos pacientes injetados não têm zonas distintas para homens e mulheres. Quanto à área de resíduos radioativos, não existem contentores destinados à retenção temporária para decaimento radioativo de resíduos e produtos biológicos radioativos, tanto no estado sólido como no estado líquido, pois estes últimos serão tratados como sólidos. Portanto, os RFs serão armazenados, de forma temporária para decaimento radioativo, em seringas (depositadas em bioboxes), sendo posteriormente eliminadas.

À data da verificação, alguns dos equipamentos auxiliares não se encontravam na Unidade, porém, estarão disponíveis futuramente como é o caso do frigorífico para armazenamento de produtos radioativos, equipamento médico para o gabinete de consultas e carro de emergência para as provas de esforço. Tendo em conta que a valência de terapia com internamento em MN não será desenvolvida na Lenitudes, os requisitos associados a esta área não foram considerados.

1.4.3 CALIBRAÇÃO E CONTROLO DE QUALIDADE

Uma vez que o equipamento já estava instalado e a componente CT já se encontrava calibrada, aquando da minha chegada à IA, foi durante o mês de janeiro que se desenrolaram as principais operações relativas à componente PET. Como tal, tive a oportunidade de participar na calibração, a 13 de janeiro de 2016, que consistiu na realização dos seguintes testes previstos pelo fabricante (os procedimentos de cada um deles estão descritos em Anexo II):

1.4.3.1 CQ DIÁRIO

Tube Warm up

O aquecimento do tubo de Raio-X da CT permite alcançar a temperatura ideal para o seu funcionamento. Este procedimento reduz a possibilidade de artefactos, melhorando a consistência e qualidade das imagens, e ajuda a prolongar a vida do tubo⁶.

Para melhores resultados, aquecer o tubo pelo menos uma vez a cada 24 horas, sempre que o tubo não funcione por 2 ou mais horas e sempre que o sistema o pedir. Caso o sistema fique desligado (de forma intencional ou não) por mais de 4 horas, esperar, no mínimo, 2 horas após ligar o sistema para aquecer o tubo de Raio-X da CT, de modo a conceder-lhe tempo para recuperar a temperatura de funcionamento⁶.

Fast Calibration

Os cálculos de ar otimizam e auxiliam na manutenção da qualidade de imagem da CT entre as calibrações do sistema. A temperatura do tubo de Raio-X da CT e o intervalo de tempo desde a última calibração rápida é que determinam a sequência da função e o tempo que levará até terminar⁶.

PET Daily Quality Assurance (DQA)

O teste DQA da PET ocupa 3 a 10 minutos e determina o estado atual do detector PET, além de fornecer um relatório visual e paramétrico que pode ser usado na garantia da qualidade⁶. A Tabela 3 indica as medições efetuadas.

TABELA 3 – Medições na DQA (adaptado de⁶).

Medições	Descrição
Coincidência	Nº de eventos em coincidência associados a cada elemento do cristal. Diretamente relacionada com a sensibilidade.
Média de Coincidência PET	Média (\bar{X}) de coincidências para todos os cristais. Demonstra todas as alterações ao longo do tempo, mas não é muito sensível a cristais individuais ou defeitos em bloco.
Variação de Coincidência PET	Desvio-Padrão (DP) das coincidências através de todos os cristais. Alterações na posição do fantoma de dia para dia podem influenciar esta medição.
<i>Singles</i>	Nº de eventos individuais detetados em cada cristal.
Média de <i>Singles</i>	\bar{X} de <i>singles</i> em todos os cristais.
Variação de <i>Singles</i>	DP de <i>singles</i> para todos os cristais.
Ocupação do Bloco	Fração de tempo em que cada bloco de detector está ocupado/ativo. Um valor elevado pode indicar ruído eletrónico ou uma pequena fuga no detector. Já um valor zero indica uma perda de sinal, o que deverá corresponder a valores baixos nos <i>singles</i> e coincidências.
Média de Ocupação do Bloco	\bar{X} de ocupação de todos os blocos.
Sincronização	Cálculo do erro de sincronização para cada cristal. Padrões normais variam entre -1 e 1.
Média de Sincronização	\bar{X} do erro de sincronização para todos os cristais.
Energia	Pico de energia e sua localização no espectro, para cada cristal.
Flutuação de Energia	\bar{X} da diferença de localização do pico de energia da leitura atual para a leitura de base de cada cristal. Alterações na temperatura da sala ou na força do detector influenciam mudanças de energia.

A sincronização dos relógios do equipamento, calibrador de doses e Unidade é fundamental para assegurar uma quantificação precisa, pois uma diferença temporal de 2 minutos representa variações de mais de 1% para o ^{18}F ⁶.

Quando a A ou $T_{1/2}$ do fantoma anelar encontram-se abaixo dos níveis aceitáveis podem surgir duas cores no monitor da consola de aquisição: amarelo que indica A baixa, devendo o utilizador planear substituir o fantoma; ou vermelho que remete para A abaixo da mínima e, portanto, alerta o utilizador para a substituição do fantoma. O primeiro aviso é emitido aos 27 meses de utilização da fonte radioativa e o segundo aos 60 dias antes do atingimento do tempo de aquisição máximo⁶.

1.4.3.2 CQ SEMANAL

Update Gain

Atualiza a informação sobre o ganho PET para compensar alterações no detetor ao longo do tempo⁶.

Coincidence Timing Correction (CTC)

Corrige diferenças temporais na eletrónica dos detetores e só deve ser realizada após aquisição da DQA que disponibiliza informação detalhada e verifica o estado das calibrações do detetor⁶.

1.4.3.3 CQ TRIMESTRAL

Normalização 3D

Mede diferenças na eficiência individual de cada cristal, por forma a obter fatores de correção aplicados a cada emissão⁶.

Well Counter Correction (WCC) 3D

Correlaciona o valor numérico obtido em cada pixel da imagem com uma A específica, medida em unidades físicas (Atividade/Volume). A WCC mantém um equilíbrio em termos de sensibilidade entre o equipamento e o calibrador de doses⁶.

Nota: O fantoma anelar (⁶⁸Ge), designado por fantoma DQA ou de calibração DQA, é utilizado na PET DQA, CQ semanal e normalização. Já o fantoma de correções de imagem – *Flood Phantom* – (água e ¹⁸F-FDG) é aplicado na WCC⁶.

Estes procedimentos serão posteriormente desempenhados pelos Técnicos de MN, pois representam testes de CQ essenciais para a obtenção de parâmetros operacionais, que permitem assegurar a reprodutibilidade dos exames, assim como a fiabilidade e a excelência do diagnóstico; não comprometer a realização do exame; evitar repetir o mesmo (proteção radiológica); e detetar precocemente pequenas alterações de desempenho, intervindo corretivamente, antes que o problema se torne mais grave.

Todos os parâmetros analisados encontraram-se dentro dos limites estabelecidos (Anexo II), sendo estes resultados da calibração importantes para o sucesso dos testes de aceitação sugeridos pela NEMA.

1.4.4 TESTES DE ACEITAÇÃO DE EQUIPAMENTOS DA NEMA

A realização dos testes de aceitação de equipamentos ocorre aquando da sua instalação (após a calibração), garantindo que o sistema se encontra de acordo com as especificações do fabricante, ao comparar os resultados com valores de referência. Deste modo, a 19 e 20 de janeiro de 2016 acompanhei os testes de aceitação NEMA à componente PET do sistema PET/CT Discovery IQ™ (20,8 cm) da IA. Nas próximas secções, descreve-se resumidamente cada teste (resolução espacial, sensibilidade, qualidade de imagem, fração de eventos dispersos e precisão). Os resultados são comparados com limites máximos/mínimos esperados, expostos em tabelas.

Os primeiros testes para avaliação dos equipamentos PET foram propostos por Karp *et al.* em 1991¹⁰, tendo sido adotados e melhorados pela NEMA, da qual resultou a norma NEMA 2-1994, aplicada na avaliação de desempenho da PET. Ao longo dos anos, a norma NEMA alterou-se de acordo com a evolução da tecnologia e atualmente é designada por NEMA NU 2-2012. É de salientar que as normas NEMA não especificam quais os testes mínimos recomendados, descrevendo unicamente os seus procedimentos. Geralmente, efetua-se todo o conjunto de testes propostos por esta associação.

A NEMA, fundada em 1926 e sediada em Rosslyn, na Virginia, é uma associação constituída por cerca de 400 membros que fabricam um leque variado de produtos, desde a transmissão de energia e equipamentos de distribuição, sistemas de iluminação, automação industrial, sistemas de controle e de imagem de diagnóstico médico¹¹.

Esta associação proporciona um fórum destinado ao desenvolvimento de normas técnicas com vista aos melhores interesses da indústria, como também dos seus utilizadores; defende políticas do sector relativamente a assuntos legislativos e regulamentares; e ainda recolhe, analisa e divulga dados da indústria¹¹.

Às indústrias elétricas e de imagiologia médica são garantidas segurança, inovação, interoperabilidade, meio ambiente e valorização do mercado, a partir da advocacia, informações de negócios e normas para produtos, sistemas e tecnologias¹¹.

A norma NEMA NU 2-2012 faculta um método uniforme e consistente para medir e informar os parâmetros de desempenho da PET que abrangem o *Time Of Flight* (TOF) e coincidência não TOF, detetores contínuos, dispositivos de corte único e múltiplo e modelos de reconstrução multiplanar e volume, com intuito de estabelecer um conjunto de medidas que possibilitem comparar o desempenho das técnicas PET. A criação dos ensaios descritos na norma NEMA NU 2-2012 foi centrada na imagem de corpo inteiro para indicações oncológicas e, por isso, podendo não representar o desempenho da PET em aplicações de imagem cerebral^{11,12}.

A Tabela 4 resume os requisitos para cada teste sugerido pela NEMA. Em todos eles (à exceção da qualidade de imagem) é utilizado um fantoma de 70 cm de comprimento, apropriado para realizar medições em todos os cortes tomográficos com um FOV axial inferior a 65 cm¹².

Antes de iniciar os testes, há que ter a certeza de que o equipamento foi ligado durante, pelo menos, 24 horas de modo a estabilizá-lo com o meio ambiente¹³.

TABELA 4 – Requisitos para cada teste NEMA (adaptado de¹³).

Teste	Fantoma, A, Isótopo	Aquisição, Tempo, Espaço de disco	Processo de análise
1.4.4.1	- Tubos capilares - Suporte para tubos - 1 mL ¹⁸ F-FDG - Concentração > 200 MBq/mL	- Via paciente - 1 hora - 500 Mbytes	- Imagens reconhecimento 256x256 - Ferramenta de análise NEMA
1.4.4.2	- Fantoma Sensib. NEMA 2012 - Suporte para tubos de alumínio - A = 20 MBq (¹⁸ F-FDG)	- Via paciente - 1 hora - 628 Mbytes	- S/ imagens reconhecimento - Ferramenta de análise NEMA
1.4.4.3	- Fantoma IQ - Fantoma NEMA Fração de Eventos Dispersos 2012 - A = 370 MBq (¹⁸ F-FDG)	- Via paciente - 20min/replicação (3) - 63Mbytes/replicação	- Imagens reconhecimento - Ferramenta de análise NEMA
1.4.4.4	- Fantoma NEMA Fração de Eventos Dispersos 2012 - A > 900 MBq (¹⁸ F-FDG)	- 3D: via paciente - 18 horas - 2000 Mbytes	- S/ imagens reconhecimento - Ferramenta de análise NEMA
1.4.4.5	- Usar dados do teste 1.4.3.4	- Usar dados do teste 1.4.4.4	- Imagens reconhecimento 128x128 - Ferramenta de análise NEMA - A do pico <i>Noise Equivalent Count Rate</i> (NECR) (1.4.4.4)

1.4.4.1 RESOLUÇÃO ESPACIAL

A capacidade de um sistema para distinguir dois pontos próximos como individuais (depois da imagem ser reconstruída) designa-se resolução espacial. Esta característica foi avaliada a partir da aquisição de três fontes pontuais (<1 mm, caso contrário, a resolução axial aumenta proporcionalmente), que consistem em tubos capilares com A superior a 200 MBq/mL (¹⁸F-FDG)¹³. A Figura 18 ilustra o posicionamento das fontes pontuais no suporte (Y para cada uma das fontes = -10 mm; -100 mm; -200 mm).

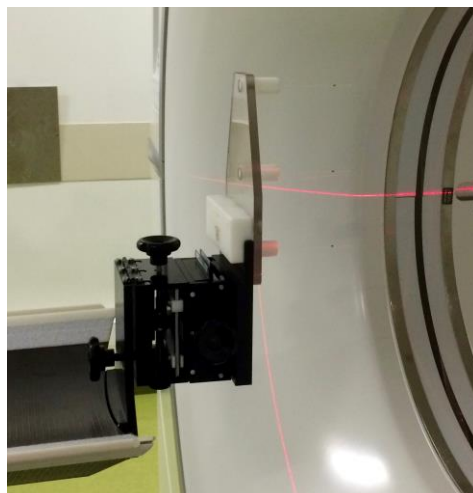


FIGURA 18 – Posicionamento dos tubos capilares com ^{18}F -FDG.

Depois do alinhamento do suporte e das fontes com o laser da CT, realizou-se um topograma (1 min.) para verificar a posição das fontes (entre -1 e 1 para todos os eixos). Para o seu ajuste recorreu-se ao manual NEMA que dá indicações, consoante o eixo e os valores em causa (demasiado positivos ou negativos), de qual manivela e em que sentido se deve rodá-la e/ou qual fonte deve ser reposicionada.

Posteriormente, realizaram-se duas aquisições (1 min.), uma tendo o centro do FOV como referência e outra a $+1/8$ do centro. O valor dos intervalos de aquisição é dado pelo próprio sistema assim que se aceitam os valores de posicionamento das fontes pontuais. Como se pode verificar pela Tabela 5, que apresenta os limites máximos esperados e medições obtidas, o sistema passou com sucesso no teste.

TABELA 5 – Limites máximos esperados e medições obtidas no teste de resolução espacial (adaptado de¹³).

Tipo	Esperado (mm <i>Full Width High Maximum</i> – FWHM)	Medido (mm FWHM)
Radial@ 1 cm	5,4	4,6
Tangencial@ 1 cm	5,4	4,6
Axial@ 1 cm	5,6	4,7
Radial@ 10 cm	6,5	6,0
Tangencial@ 10 cm	5,5	5,4
Axial@ 10 cm	6,1	5,5

1.4.4.2 SENSIBILIDADE

A sensibilidade corresponde à taxa de contagem de eventos em coincidência detetados por segundo para cada unidade de A no FOV. Este procedimento utiliza uma A tão baixa que as contagens perdidas são desprezáveis¹³.

As aquisições (1 min.), ao centro do FOV e a 10 cm do centro, foram realizadas com um conjunto de cinco tubos de alumínio (para obter diferentes níveis de atenuação), em torno de uma fonte linear de 70 cm (3 mL) (Figura 19).

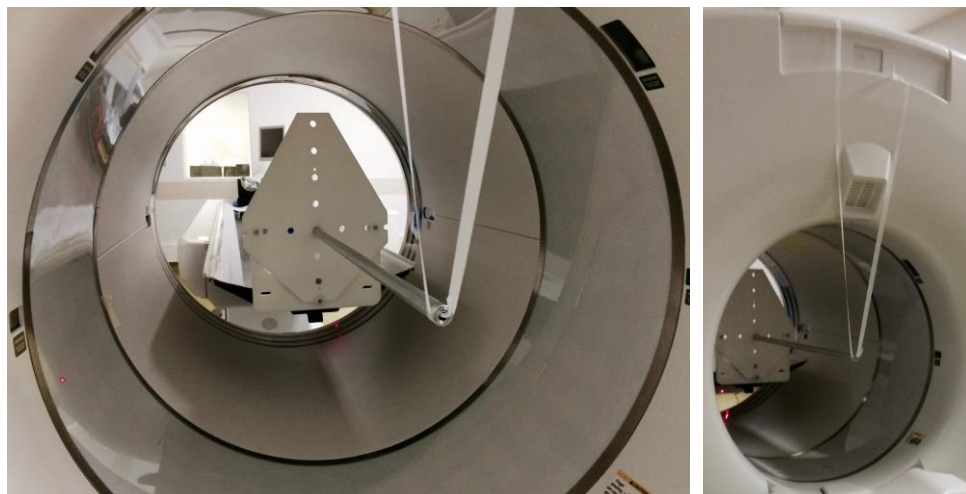


FIGURA 19 – Posicionamento da fonte linear de 70 cm e dos tubos de alumínio.

Com o intuito de obter unicamente os eventos verdadeiros, subtraíram-se os eventos aleatórios aos *prompts* (coincidências verdadeiras, aleatórias e dispersas). A A inicial (20 MBq ^{18}F -FDG) foi diluída num recipiente com 3 mL de água. Daqui, recolheu-se, numa nova seringa, uma A entre 1 a 4 MBq (para não gerar mais de 5% de eventos aleatórios, porém, de modo a alcançar resultados mensuráveis)¹³. O registo da A pré e pós-seringa, bem como da hora dessas medições é necessário para posterior introdução nos dados do traçador, aquando da aquisição.

A Tabela 6 apresenta os limites mínimos e medições adquiridas para a sensibilidade. Uma vez que os resultados foram superiores aos limites mínimos estabelecidos, deu-se o teste como bem sucedido.

TABELA 6 – Limites mínimos e medições obtidas no teste de sensibilidade (adaptado de¹³).

Tipo	Esperado	Medido
Centro (contagens por segundo (cps) / kBq)	12,6	12,6
10 cm do centro (cps/kBq)	11,9	13,0

1.4.4.3 QUALIDADE DE IMAGEM

As diferenças de desempenho, originadas pelos diferentes designs, conduzem à necessidade de um teste específico para comparar a qualidade de imagem entre equipamentos distintos, com a finalidade de padronizar e simular condições de imagens clínicas¹⁴.

Contudo, é difícil simular as condições de imagiologia clínica num fantoma, devido às variantes na absorção de RFs e nos tamanhos e formas do corpo do paciente. Como consequência, os resultados de um único estudo com fantoma só podem dar indicações da qualidade de imagem para essa situação em particular¹⁴.

A qualidade de imagem refere-se especificamente ao contraste e à SNR nas esferas do fantoma IQ. Em adição, a precisão da atenuação e correção dos eventos dispersos são determinadas a partir deste teste^{13,14}.

Sendo assim, fizeram-se três aquisições (4min.42seg./aquisição) do fantoma IQ (simula corpo inteiro), seguido do fantoma NEMA da Fração de Eventos Dispersos (simboliza a radiação dispersa), ambos centrados no FOV (Figura 20).

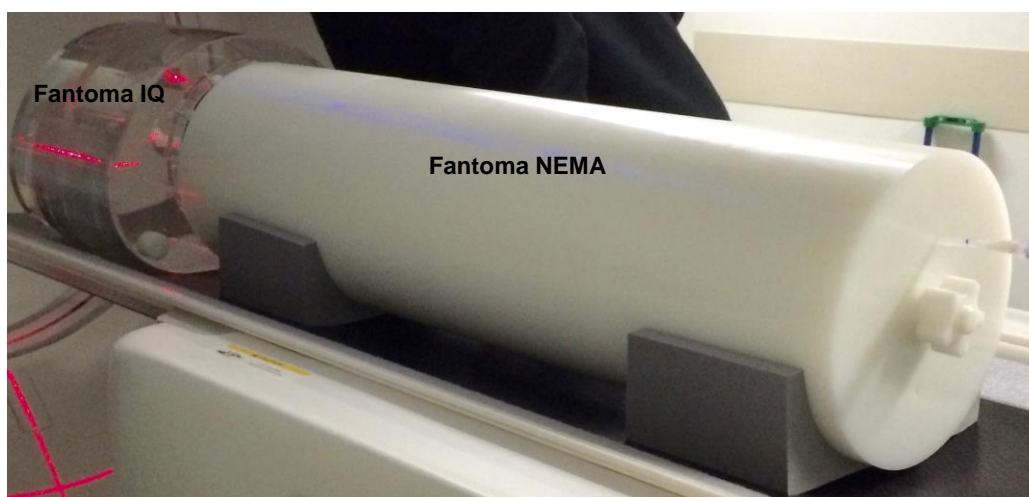


FIGURA 20 – Posicionamento dos fantoma IQ e NEMA da Fração de Eventos Dispersos.

O primeiro é constituído por duas esferas frias (maiores) e quatro quentes (~20 mL, 21 kBq/mL ^{18}F -FDG), num volume de atenuação não uniforme (9792 mL, 52 MBq ^{18}F -FDG). No centro encontra-se um cilindro preenchido com um material de atenuação semelhante à dos pulmões. Novamente, é necessário registar a A pré e pós-seringa e hora das suas medições. O segundo fantoma tem inserida uma fonte linear de 80 cm, em que apenas os 70 cm centrais (5 mL) são preenchidos com uma A de 120 MBq (^{18}F -FDG).

A Tabela 7 apresenta a capacidade esperada e a medida para a qualidade de imagem. Verificou-se que todos os valores obtidos para o contraste foram superiores aos limites mínimos esperados e todos os valores medidos para o fundo foram inferiores aos limites máximos esperados. Logo, o teste foi dado como bem sucedido.

TABELA 7 – Capacidade esperada e medida para a qualidade de imagem (adaptada de¹³).

Tipo	Esferas Quentes	Esferas Frias	Erro Pulmão
------	-----------------	---------------	-------------

Diâmetro (mm)	10	13	17	22	28	37	50
Contraste esperado (%)	25	35	45	55	60	60	19
Contraste medido (%)	47,7	69,7	70,0	77,4	70,4	76,4	17
Fundo esperado (%)	14	12	11	9	7	6	-
Fundo medido (%)	10,4	8,4	7,1	6,5	5,8	5,6	-

Estas medições de contraste são influenciadas pelo preenchimento das esferas, alinhamento dos cortes, posicionamento das ROIs e estatística das imagens¹³.

1.4.4.4 FRAÇÃO DE EVENTOS DISPERSOS

A dispersão de raios γ , originada pela aniquilação de pósitrons, resulta na localização errada de eventos coincidentes. Os equipamentos têm sensibilidades diferentes para este tipo de eventos devido às variações que existem no design¹⁴.

Por conseguinte, constatou-se a capacidade da PET para medir fontes radioativas de alta A com precisão, através da medição das contagens perdidas e dos eventos aleatórios. A aquisição (16h40min.) é de uma fonte linear de 70 cm (5 mL) com A entre 800 e 900 MBq (^{18}F -FDG), inserida no fantoma NEMA de Fração de Eventos Dispersos, posicionado no centro do FOV¹⁴ (Figura 21).

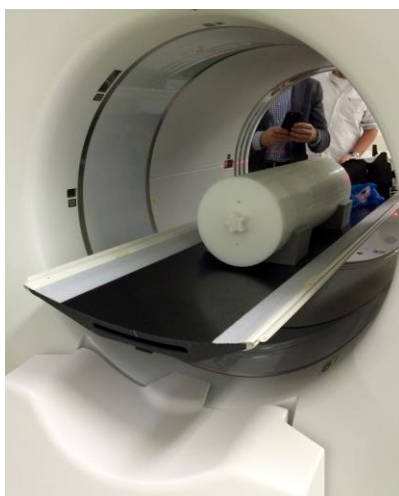


FIGURA 21 – Posicionamento do Fantoma NEMA de Fração de Eventos Dispersos.

Um dos objetivos do presente teste foi medir a sensibilidade do sistema ao nível da radiação dispersa, representada pela fração de eventos dispersos; o outro foi medir os efeitos do tempo morto e criação de eventos aleatórios para diferentes As¹⁴.

Para medir o pico NECR é necessária uma A maior num volume relativamente pequeno para aceder ao desempenho da taxa de contagens do equipamento¹³.

A Tabela 8 apresenta o limite máximo esperado e o medido para a fração de eventos dispersos e a Tabela 9 o limite mínimo esperado e o medido para a taxa de contagem de NECR, cujos resultados foram positivos.

TABELA 8 – Limite máximo esperado e medido para a fração de eventos dispersos (adaptado de¹³).

Tipo	Esperado	Medido
Centro (%)	44	35,8

TABELA 9 – Limite mínimo esperado e medido para o pico NECR (adaptado de¹³).

Tipo	Esperado	Medido
Pico NECR (kcps)	63,1	79,5

1.4.4.5 PRECISÃO

Normalmente, a PET tem a capacidade de compensar as perdas por tempo morto e eventos aleatórios, alcançando medições quantitativas de fontes de A com distribuições muito variáveis¹⁴.

A precisão da correção das contagens perdidas e eventos aleatórios foi medida ao comparar a taxa de eventos verdadeiros calculada pela correção das contagens perdidas e eventos aleatórios, com a taxa de eventos verdadeiros prevista pelas medições com contagens perdidas e eventos aleatórios desprezáveis (usa o valor do pico NECR originado pelo teste anterior)¹³.

A Tabela 10 apresenta a capacidade máxima esperada e medida para a precisão, em que o erro máximo abaixo do pico NECR foi de 2,4%, sendo o limite máximo de 5,5%. Portanto, o sistema passou no teste da precisão.

TABELA 10 – Capacidade máxima esperada e medida para a correção das contagens perdidas e eventos aleatórios(adaptada de¹³).

Tipo	Esperado	Medido
Erro máximo abaixo do pico NECR (%)	5,5	2,4

PARTE II – ENQUADRAMENTO

2.1 PET

A estabilidade nuclear depende da razão entre o número de prótons e de neutrões presentes no núcleo. Os núclídeos tornam-se energeticamente instáveis quando o número de massa A (prótons + neutrões) é maior que 209 e possuem um número de neutrões superior ao número de prótons. Para tornarem-se estáveis é necessário ocorrerem emissões de partículas e/ou fótons e energia nuclear – decaimento radioativo¹⁵.

Existem quatro tipos de decaimento radioativo com interesse para a MN: β^+ , β^- , α e γ . No caso da PET, o decaimento relevante é o primeiro, em que o núcleo tem excesso de prótons, emitindo um β^+ e neutrino para equilibrar as cargas, não havendo normalmente alteração da massa:



EQUAÇÃO 1 – Decaimento β^+ .

Como exemplos de RNs emissores β^+ temos: ${}^{11}\text{C}$, ${}^{13}\text{N}$, ${}^{15}\text{O}$, ${}^{18}\text{F}$ ¹⁵.

A produção de pares refere-se à criação de uma partícula elementar e da sua antipartícula a partir de um fóton. Para tal, é necessário que o fóton incidente tenha uma energia igual ou superior ao dobro da massa de repouso do eletrão, isto é, mais de 1022 keV para que, ao passar nas proximidades do núcleo e sofrendo a ação do intenso campo deste, ocorra a produção de um eletrão e de um β^+ . Tal significa que o fóton incidente é aniquilado e o excesso de energia aparece na forma de energia cinética do par eletrão-positrão. Por conseguinte, o eletrão ao perder a sua energia combina-se com um átomo ionizado do meio, enquanto o β^+ combina-se com um eletrão do meio, gerando dois fótons γ de 511 keV cada, com a mesma direção e sentidos opostos¹⁵. Estes são detetados pelo sistema PET, como indicado na Figura 22¹⁶.

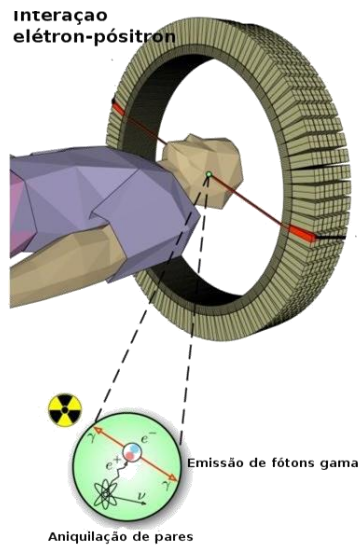


FIGURA 22 – Interação elétron-positrão.

Se dois fótons são detetados dentro da janela temporal do equipamento (intervalo temporal necessário à detecção em coincidência do par de fótons), o sistema considera que há coincidência, ou seja, que ambos os fótons têm origem na mesma aniquilação. Conhecendo a posição dos detetores e que a mesma aniquilação produz dois fótons que se deslocam na mesma direção e em sentidos opostos, é possível estabelecer um segmento de reta imaginário que une os dois detetores, denominado por linha de resposta (LOR – *Line Of Response*), ao longo da qual se situa o local onde a aniquilação ocorreu³.

Embora os fótons *singles* e múltiplos (três ou mais) sejam os mais frequentemente detetados, não são utilizados na formação da imagem porque não estabelecem uma LOR. Em oposição, os eventos coincidentes (dois fótons) permitem formar uma LOR, contribuindo para a formação de imagem PET. São chamados de *prompts* e deles fazem parte as coincidências verdadeiras, aleatórias e difusas (ou dispersas). As duas últimas prejudicam a qualidade da imagem ao favorecerem o ruído, pois no caso das aleatórias, os fótons têm origem em aniquilações diferentes, das quais apenas um dos fótons atinge os detetores e o outro é atenuado pelos tecidos do corpo do paciente, pelo que a LOR estabelecida é incorreta. No segundo caso, coincidências difusas ou dispersas, os fótons detetados, apesar de terem origem na mesma aniquilação, sofreram ambos desvios na sua trajetória, sendo a LOR estabelecida novamente incorreta³ (Figura 23¹⁵).

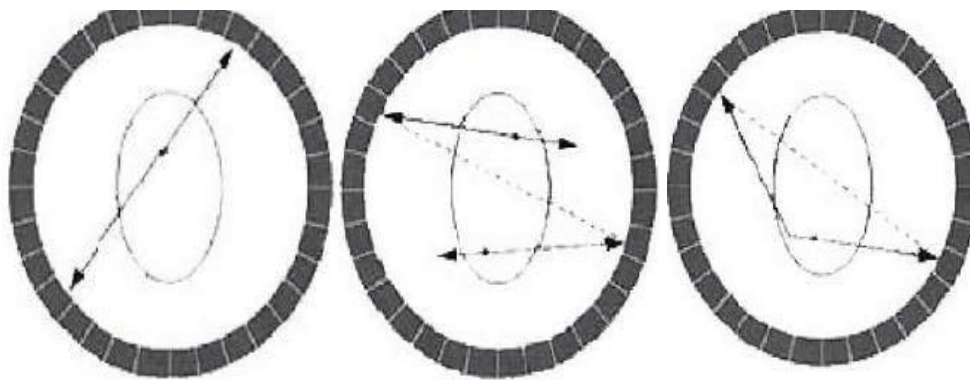


FIGURA 23 – Coincidências PET: verdadeira (à esquerda), aleatória (ao centro) e difusa ou dispersa (à direita).

Após incidência dos fótons γ nos detetores de cintilação, em forma de anel, são emitidos fótons luz de baixa energia: no estado neutro, a banda de valência do cristal cintilador encontra-se preenchida na totalidade, enquanto a banda de condução está vazia; no estado excitado (instável), a energia dos fótons γ , ao ser depositada no cristal, provoca a transição dos elétrons da banda de valência para a de condução. Tendo em conta que os elétrons têm tendência a regressar à estabilidade, ocorre a passagem para a banda de valência novamente, havendo emissão de energia sob a forma de radiação (impulsos luminosos)⁷.

A quantidade de luz produzida é proporcional à energia da radiação incidente depositada no cintilador. Contudo, essa quantidade é muito pequena, sendo os tubos fotomultiplicadores (TFM), acoplados ao cristal, responsáveis por converter proporcionalmente a luz de cintilação num sinal elétrico e amplificá-lo⁷.

Os TFM são de vidro e estão em vácuo com uma diferença de potencial crescente, distribuída por uma série de elétrodos intermediários, os dínodos. A luz de cintilação ao abandonar o cristal e atingir a superfície dos TFM, transfere a sua energia para os elétrons do fotocátodo. Por cada 3 a 5 fótons luz que incidem no fotocátodo é libertado um elétron por efeito fotoelétrico, e graças ao incremento da diferença de potencial aplicada dentro dos TFM, os fotoelétrons libertados no fotocátodo são acelerados até ao primeiro dínodo, carregado positivamente. Por cada elétron aí incidente são libertados 3 a 5 elétrons. O segundo dínodo possui uma diferença de potencial superior à do primeiro, pelo que os elétrons libertados são atraídos até ele, originando, cada um deles, mais 3 a 4 elétrons. Este processo é repetido através de 10 a 14 dínodos sucessivos em cada TFM, dependendo o número de elétrons que atinge o ânodo dos elétrons libertados no fotocátodo (10^6 - 10^{10})⁷.

À saída dos TFM, o impulso de corrente é significativo e, para ser reconhecido pelo analisador de altura de impulsos (AAI), necessita de ser transformado num impulso de tensão, através do pré-amplificador e amplificador. Assim, como o ganho do pré-amplificador é, geralmente, pequeno, o sinal de saída entra no amplificador, onde é amplificado e reformatado. Por sua vez, do amplificador sai um impulso de tensão simétrico com amplitude proporcional à energia depositada nos TFM⁷.

O AAI discrimina fótons de energias diferentes, sendo unicamente aceites os fótons cuja energia está dentro da janela de energia definida. Em seguida, os impulsos dirigem-se ao módulo de coincidência que só produz um impulso se existir uma sobreposição de dois ou mais impulsos provenientes de detetores individuais dentro da janela de coincidência temporal. Por fim, o impulso gerado prossegue para um contador para registo do evento⁷.

A tecnologia TOF está disponível em alguns equipamentos e permite saber, com uma certa sensibilidade, em que posição ao longo da LOR ocorre a aniquilação. Quanto maior essa sensibilidade, menor o comprimento da LOR (logo, menor o erro de localização do evento de aniquilação ao longo da LOR). No caso particular de pacientes com excesso de peso ou de estudos com uma baixa estatística de contagens, regista-se uma melhoria da SNR^{3,17}.

2.2 CT

Na Radiologia Convencional o feixe de Raio-X atravessa o corpo do paciente e grava as formas anatómicas num filme ou detetor digital, produzindo uma radiografia (imagem planar). Os volumes tridimensionais são projetados em duas dimensões, não revelando a distribuição dos órgãos (sobrepostos). Logo, o contraste é relativamente baixo. Para os dados serem tridimensionais são necessárias várias imagens de diferentes ângulos (tomografia), surgindo assim nos anos 70 a CT^{5,18}.

Este aparelho é constituído por uma ampola de Raio-X, detetores e sistema de aquisição de dados (DAS – *Data Acquisition System*). É na ampola que ocorre a produção do feixe de Raio-X, pois neste tubo de vidro em vácuo encontra-se um cátodo (carregado negativamente), ao qual é aplicada uma corrente (miliAmpere – mA) que provoca o aquecimento do filamento acoplado a este eléctrodo. Daqui, resulta a libertação de eletrões que são atraídos para o ânodo (carregado positivamente), devido à diferença de potencial (kiloVolt – kV) entre os dois eléctrodos. Ao embaterem num alvo de tungsténio, há produção de calor e Raio-X (Figura 24¹⁹). Quanto maior a corrente aplicada ao filamento, maior o

número de elétrons libertados e quanto maior a diferença de potencial entre o cátodo e o ânodo, maior a energia dos fótons $X^{5,18}$.

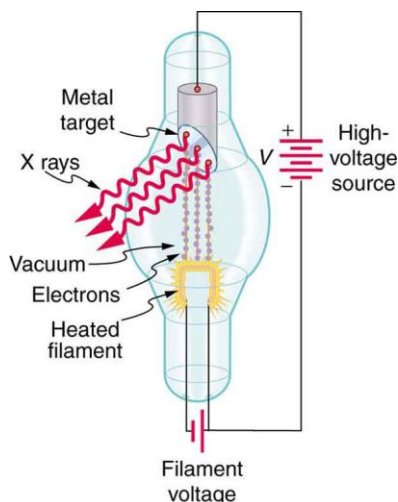


FIGURA 24 – Funcionamento da ampola de Raio-X.

O feixe de Raio-X atravessa o corpo do paciente, posicionado no centro da *gantry*, sendo mais absorvido pelos órgãos de maior densidade (ex: osso) e menos pelos de menor densidade (ex: pulmões). Posteriormente, interage com os detectores, inseridos do lado oposto à ampola, havendo conversão para um sinal analógico e, depois, para um sinal digital, através do DAS^{5,18} (Figura 25).

A presença de colimadores pré e pós-paciente permite controlar a espessura do feixe e eliminar a radiação dispersa. Por sua vez, o filtro integrado na ampola de Raio-X remove os fótons de baixa energia que não contribuem para a imagem, pois não têm energia suficiente para atravessar os tecidos do corpo do paciente e alcançar os detectores (exposição desnecessária)^{5,18}.

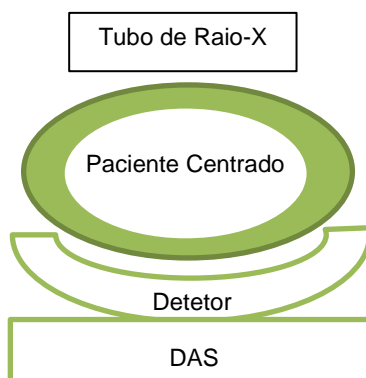


FIGURA 25 – Esquema de uma CT.

Uma grande vantagem da CT face à Radiologia Convencional passa pelo incremento da resolução e contraste, pois enquanto diferenças de densidade nos tecidos de 5% são detetadas pela Radiologia Convencional, a CT consegue identificar diferenças de densidade nos tecidos de 1% ou menos⁵.

A primeira aquisição, topograma, confirma o correto posicionamento do paciente e delimita a região anatómica a ser adquirida e reconstruída. Nesta aquisição, a ampola de Raio-X encontra-se fixa, havendo somente movimento longitudinal do paciente na *gantry*⁵.

Quanto à aquisição tomográfica, esta alarga o feixe de Raio-X na dimensão Z (representada na Figura 26) e utiliza múltiplas linhas de detetores, ou seja, trata-se de uma aquisição multicorte, pois a informação é recolhida para mais de um corte ao mesmo tempo. Como consequência, o número de rotações diminui e, portanto, há também redução da utilização total do tubo de Raio-X (o que evita aquecimento do tubo) para adquirir a região anatómica de interesse²⁰.

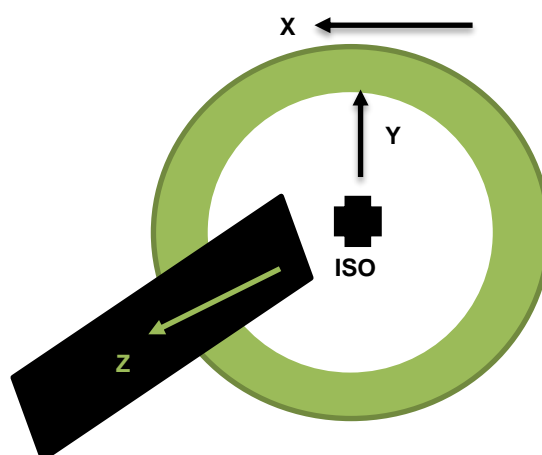


FIGURA 26 – Dimensões X, Y e Z numa CT.

Em meados de 1990, a aquisição helicoidal ou espiral tornou-se o modo *standard* de aquisição para CT corporal. Isto porque permite uma rápida aquisição das regiões de interesse em toda a dimensão Z. A velocidade com que a mesa se movimenta ao longo da *gantry* em relação ao tempo de rotação e espessura do corte a adquirir é designada por *pitch* e define-se como a deslocação da mesa por rotação da ampola dividida pela espessura do corte²¹.

Terminada a aquisição helicoidal, os cortes podem ser reconstruídos a partir de qualquer ponto da dimensão Z. Porém, nenhum plano do corte contém informação suficiente para realmente reconstruir o corte. É, então, fundamental interpolar (estimar) a

partir das medições acima e abaixo do corte, quais seriam as medições do corte a reconstruir²¹.

A escolha do *pitch* é importante na medida em que quanto maior esta grandeza adimensional, menor a resolução na dimensão Z, dada a distância entre os cortes acima e abaixo do corte que se pretende reconstruir ser significativa, aumentando a probabilidade de erros no processo de interpolação. Em contrapartida, o tempo de aquisição é menor, bem como a dose para o paciente²¹.

A matriz de reconstrução consiste na divisão do corte em caixas retangulares tridimensionais, designadas por *voxels*. Então, a unidade base do volume (*voxel*) representa uma porção tridimensional do tecido do paciente. O objetivo da reconstrução da imagem CT é estabelecer a quantidade do feixe de Raios-X que foi atenuado em cada *voxel*. A este é atribuído, após reconstrução, um número de CT em Unidades de Hounsfield (UH), que varia entre -1000 e +3000. Este valor é proporcional à fração de fótons de Raio-X atenuados no referido elemento de volume^{5,18,21}.

Deste modo, a água corresponde a um número de CT 0; o ar, -1000; enquanto o osso é +1000. O problema surge ao tentar-se visualizar o intervalo completo de números de CT possível, pois frequentemente apenas se visualizam 256 níveis de cinzento, dos quais poucos são visualmente distinguíveis. A solução consiste na aplicação de uma janela que permite ao utilizador escolher quantos níveis de cinzento deseja, através da manipulação da largura e do nível da janela (expansão e centro da escala de cinzentos, respetivamente). Assim, todos os valores acima do valor máximo do intervalo são representados a branco, todos os valores abaixo do valor mínimo do intervalo são exibidos a preto e apenas os valores no meio do intervalo são mapeados a cinzento^{5,18,21}.

2.3 PET/CT

A maioria dos aparelhos PET clínicos têm sido associados à tecnologia CT, desde 2003²², pois combina a informação metabólica/funcional fornecida pela PET com os dados anatómicos da CT. Comparando a resolução das duas modalidades, a da CT é visivelmente melhor. No entanto, deteta patologias em fase avançada, ou seja, quando já existem alterações anatómicas. Em oposição, com a técnica PET temos acesso às alterações metabólicas (prévias às anatómicas), permitindo um diagnóstico precoce.

Os dados PET facultam informação tridimensional acerca da distribuição do RF e permitem a quantificação de processos bioquímicos; já os dados de CT, para além da referenciação anatómica, são usados na correção de atenuação (CA) das imagens PET

(quantificação mais precisa das lesões, para efeitos do cálculo de SUV). Tal representa uma vantagem da fusão das duas técnicas de imagem, dado ser possível reduzir consideravelmente o tempo total do exame ($\approx 40\%$) (PET isolada para CA recorre a uma fonte radioativa rotativa para estimar a atenuação de raios γ). Assim, a CA com dados CT consiste num mapa do coeficiente de atenuação linear do feixe de Raios-X, em cada ponto de uma secção do corpo do paciente, a partir de um conjunto de projeções obtidas de diferentes ângulos em torno do mesmo²².

Tendo em conta que o ^{18}F -FDG apresenta alguma fixação não específica (em tecidos normais), variando de paciente para paciente, torna-se difícil localizar com precisão a absorção anormal e diferenciá-la da normal, pelo que a introdução da CT veio solucionar este problema²².

No presente, a maioria das aquisições CT (para CA e referenciação anatómica das lesões detetadas em PET) é de baixa dose, respeitando o princípio *As Low As Reasonably Achievable* (ALARA). As diferenças entre a CT de baixa dose e a diagnóstica registam-se a nível do posicionamento dos braços (para baixo na CT baixa dose); da suspensão da respiração (CT diagnóstico) vs respiração calma (CT baixa dose); do uso de agentes de contraste (CT baixa dose geralmente não os utiliza); e dos níveis de corrente no tubo de Raio-X (muito mais baixos na CT baixa dose)^{23,24}.

Neste sentido, as imagens CT devem ser o menos afetadas possível pelo ruído e artefactos para que não hajam variações significativas nas UH. Em tais condições, após a CA, a qualidade das imagens PET não é deteriorada nem a quantificação do SUV afetada²⁴.

O design dos atuais sistemas PET/CT consiste num sistema sequencial integrado, no qual a CT é posicionado à frente do anel PET, ambos dentro da mesma capa ou separados. Esta última opção facilita o acesso ao paciente e melhora o seu conforto, em casos de claustrofobia. A capacidade de aquisição de corpo inteiro da PET/CT em conjunto com a sua considerável sensibilidade tem um valor clínico significativo quando comparado com outras modalidades de imagem²⁵.

A imagem híbrida PET/CT tem particular valor em Oncologia ($\approx 90\%$) a nível do diagnóstico e monitorização terapêutica, dado que demonstrou oferecer maior precisão na localização e caracterização das lesões, comparativamente à PET e CT isoladas. Assim, com uma terapia potencialmente curativa, reduzem-se as cirurgias desnecessárias. Tal verifica-se especialmente no cancro do pulmão, onde a metastização pode ocorrer remotamente sem mais disseminação do tumor local²⁵.

2.4 RECONSTRUÇÃO DE IMAGEM EM PET

O sinograma representa o número de coincidências ocorridas ao longo de todas as possíveis LORs, segundo a geometria do sistema, relacionadas com a A distribuída no corpo do paciente. O processo de cálculo da distribuição de A em 3D no paciente é efetuado com base em medições do sinograma, que incluem correção para os fótons aleatórios e dispersos, atenuação, normalização e tempo morto, e é designado por reconstrução de imagem. Os seus algoritmos podem ser classificados de duas formas: em analíticos ou iterativos e em 2D (colimação física) ou 3D (colimação eletrónica)²⁵.

O método de reconstrução analítico mais utilizado é a retroprojeção filtrada (FBP – *Filtered BackProjection*). É linear e quantitativamente robusto, porém, bastante sensível ao ruído, o que pode introduzir artefactos nas imagens. Daí os métodos iterativos, como é exemplo o OSEM, terem surgido²⁵.

De uma forma geral, na reconstrução iterativa, as imagens são obtidas, com os respetivos sinogramas, por estimativas repetidas – iterações. Estas só terminam quando existe uma combinação perfeita entre o sinograma estimado e o medido²⁵.

A desvantagem do método exposto está na dependência entre o número de iterações, a SNR e a quantificação precisa. Logo, para um número reduzido de iterações, a quantificação é imprecisa (sem convergência), enquanto um número elevado de iterações amplifica o ruído²⁵.

Na área de Oncologia, para estudos PET de corpo inteiro, o OSEM revela melhor qualidade visual das imagens, comparando com a FBP, e com quase a mesma precisão quantitativa. Já em estudos dinâmicos, que implicam várias *frames* com aquisições de curta duração (e, portanto, uma pobre estatística), a reconstrução iterativa pode apresentar viés. Por isso, a FBP continua, muitas vezes, a ser o método de reconstrução de eleição para estudos PET dinâmicos²⁵.

No que se refere à segunda classificação, na reconstrução 2D o sinograma 3D (contêm dados relativos às LORs oblíquas, pois os septos, de material de elevado coeficiente de atenuação que separam os anéis PET, evitam detetar as coincidências não verdadeiras) é convertido num sinograma 2D (unicamente planos axiais), pelo chamado (Fourier) *rebinning*. Posteriormente, as reconstruções podem ocorrer corte a corte²⁵.

Com o objetivo de minimizar a perda de resolução e contagens pelo processo de *rebinning*, recorreu-se à reconstrução 3D que, apesar de ser computacionalmente mais exigente, utiliza o sinograma 3D na sua totalidade (todas as LORs – sem septos). Este é o método de reconstrução *standard* dos atuais equipamentos PET/CT²⁵.

2.5 RECONSTRUÇÃO DE IMAGEM EM CT

Inicialmente as imagens da modalidade CT eram reconstruídas com a FBP, partindo dos dados em bruto. Porém, produz imagens com ruído quando a corrente no tubo de Raio-X é baixa. Em contrapartida, a reconstrução iterativa consegue remover o ruído das imagens adquiridas com baixa dose, bem como o movimento do paciente, melhorando a qualidade de imagem. Para tal, recorre a diversos modelos matemáticos^{26,27,28}.

A desvantagem passa pelo considerável tempo de reconstrução que é ultrapassada pelo algoritmo ASIR. Este algoritmo é mais rápido que os seus antecessores, iniciando com a imagem gerada pela FBP e tendo um modelo de ruído como referência. Então, a imagem reconstruída é uma mistura de FBP e ASIR, dependendo as características da imagem da contribuição dos dois algoritmos para gerar a imagem final^{26,27,28}.

Portanto, o ASIR reduz substancialmente o ruído (melhora a qualidade de imagem) a uma determinada dose de radiação (ou seja, permite um ruído equivalente a uma dose reduzida – conformidade com o princípio ALARA), sem interferir com a resolução espacial e contraste^{26,27,28}.

2.6 CRITÉRIOS DE INTERPRETAÇÃO

Uma vez reconstruídas, as imagens PET e CT são visualizadas através de um computador, em que o *software* permite a visualização da informação PET, CT e PET/CT combinada, nos planos axial, sagital e coronal, assim como das projeções de intensidade máxima em 3D e no modo *cine*. Além disso, as imagens PET podem ser apresentadas com ou sem CA. O acesso às imagens, quer com CA quer sem CA, é essencial para a identificação de artefactos causados pelos agentes de contraste de CT, implantes metálicos e/ou movimento do paciente²⁹.

Ao avaliar uma imagem PET, relaciona-se a presença ou ausência de acumulação anormal de ¹⁸F-FDG com o tamanho e intensidade da região de captação, principalmente quando existe acumulação focal. A ausência de acumulação é importante, se outros exames revelaram achados, pois assim conjuga esses achados com outros testes de diagnóstico e interpreta-os nesse contexto, tendo em conta a informação clínica²⁹.

A grande utilização clínica do ¹⁸F-FDG deve-se em primeiro lugar à maioria dos exames PET/CT serem realizados para avaliação de doença maligna, havendo provas robustas publicadas que suportam a sua utilização neste contexto; em segundo lugar, tem um T_{1/2} relativamente longo, compatível com o tempo despendido para o transporte do RF

desde o ciclotrão que o fornece até à Unidade de MN (assim, garante-se que a A que chega à Unidade é suficiente para realizar os exames agendados)²⁵.

O FDG é uma molécula análoga à glicose, em que o O₂ da posição 2 é substituído pelo ¹⁸F, ficando retido nas células. Esta molécula entra nas células pela mesma via da glicose (transportador GLUT-3), no entanto, ao ser fosforilada pela hexocinase passa a FDG-6-fosfato que, não sendo um substrato da glicose, não entra na via da glicólise. O metabolismo da glicose é crítico para o funcionamento das células, registando-se 19 a 25 vezes superior nas células malignas. Isto significa que as taxas elevadas do metabolismo da glicose estão associadas a malignidade, sendo os estudos PET/CT com ¹⁸F-FDG aplicados precisamente no estadiamento, prognóstico e proposta de monitorização terapêutica^{3,30}.

A acumulação fisiológica de ¹⁸F-FDG é variável, observando-se a sua fixação no cérebro, miocárdio (captação elevado em jejum), mama, fígado, baço, estômago, intestino, rins, urina, músculo, tecido linfático, medula óssea, glândulas salivares, timo, uréteres, ovários, testículos e gordura castanha. Num estudo de corpo inteiro, o cérebro surge com uma elevada acumulação de ¹⁸F-FDG, pelo que não é o RF adequado para diagnóstico de metastização cerebral. Revela ainda uma fixação elevada em lesões neoplásicas, cicatrizes e processos inflamatórios/infecciosos²⁹.

Os parâmetros semi-quantitativos são de extrema importância na monitorização da resposta à terapia e acesso ao prognóstico do paciente. O SUV é o parâmetro semi-quantitativo largamente utilizado nos estudos clínicos, em conjunto com a avaliação visual²⁹.

2.7 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA IMAGEM PET

Os métodos de avaliação da informação dada pela PET são classificados em análise qualitativa ou visual, análise quantitativa absoluta e semi-quantitativa (SUV; rácios lesão/fundo). Começando pela avaliação qualitativa, esta em contexto oncológico baseia-se na procura visual de aumentos de captação focalizada que podem ser compatíveis com malignidade. A sua limitação deve-se à variabilidade inter e intra-operador elevada, dada a natureza subjetiva da interpretação visual. Tal é preocupante quando se trata de investigações clínicas e monitorização do tratamento, onde uma análise objetiva é crucial^{29,31}.

Em consequência do referido, houve uma procura de técnicas quantitativas que fossem práticas e com uma precisão razoável associada. Assim, para inferir

quantitativamente sobre o metabolismo da glicose foi desenvolvido um modelo farmacocinético para o ^{18}F -FDG com três compartimentos: o primeiro representa a concentração arterial de ^{18}F -FDG livre no plasma; o segundo, a concentração extra-vascular de ^{18}F -FDG num tecido alvo, disponível para fosforilação; e o terceiro, a concentração de ^{18}F -FDG que sofreu fosforilação pela hexocinase³¹.

Estes estudos são dinâmicos e implicam colheitas de sangue seriadas para obtenção de curvas de A ao longo do tempo no órgão/sistema alvo que, combinados com modelos matemáticos, permitem calcular diversas constantes metabólicas. Neste género de estudos, a região do corpo a estudar está limitada pelo FOV do tomógrafo PET³¹.

As suas vantagens são a disponibilidade da informação dinâmica e a fraca dependência no tempo de imagem. Em contra partida, é uma técnica complexa, exigente a nível técnico e que consome muito tempo nas tarefas; requer um protocolo de aquisição dinâmico; há necessidade de recolher amostras de sangue do paciente; ainda para mais, estudos dinâmicos em pacientes com múltiplas lesões cancerígenas são desaconselhados, pois como o FOV é limitado, obriga a várias aquisições para alcançar todas as lesões³¹.

Na prática, as duas fontes de variação mais relevantes são a quantidade de ^{18}F -injetada ao paciente e o tamanho deste. Tais variações são compensadas recorrendo ao cálculo do SUV (índice semi-quantitativo mais utilizado em PET) que fornece uma medida relativa da captação/metabolismo do ^{18}F -FDG, através de um processo automatizado, podendo ser prontamente calculado pelo *software* fornecido atualmente com o sistema PET. O seu cálculo é baseado na concentração de RF na ROI dividida pela A injetada, por sua vez, corrigida para o decaimento físico do ^{18}F -FDG até ao momento da aquisição e para o peso do paciente (SUV_{BW}) (ou superfície corporal, SUV_{BSA} , ou massa magra corporal, SUV_{LBM})^{29,31,32}, como exposto na Fórmula 1:

$$\text{SUV} = \frac{\text{AC ROI (MBq / mL)}}{\text{A administrada (MBq)/BW (g)}}$$

FÓRMULA 1 – SUV, em que AC ROI corresponde à concentração de A na região de interesse e BW o peso do paciente (fator de normalização)³³.

Se a A de ^{18}F -FDG administrada ao paciente fosse retida e distribuída uniformemente pelo corpo, o SUV seria em qualquer região 1 (independentemente da quantidade de ^{18}F -FDG injetada ou do peso do paciente). Segundo a bibliografia considera-se que 1 mL de tecido pesa 1 g, pelo que os valores de SUV são adimensionais. Estudos indicam que a

biodistribuição de ^{18}F -FDG, após administração endovenosa, no cérebro é de 6,9% da dose injetada; 4,4% no fígado; 3,3% no miocárdio; 1,7% na medula; 1,3% nos rins e 0,9% nos pulmões^{32,34,35}.

Quando definido pelo protocolo ou considerado clinicamente relevante, é recomendada a medição do SUV máximo (SUV_{max} – *SUV Maximum*) para cada lesão. Neste caso, o volume de interesse (VOI – *Volume Of Interest*) corresponde ao *voxel* de maior captação na lesão, devendo ser definido nas imagens PET reconstruídas. A determinação do pico na ROI/VOI (SUV_{peak}) também é recomendado, sendo obtido do seguinte modo²⁹:

Em 2D (ROI):	Em 3D (VOI):
○ Circular;	○ Esférica;
○ Aproximadamente 1,2 cm de diâmetro (tamanho fixo);	○ Aproximadamente 1,2 cm de diâmetro;
○ Plano axial;	○ Centrada na área com captação máxima.
○ Centrada na área da lesão com maior captação.	

Frequentemente são aplicados volumes 3D adicionais, tais como 3D isocontour a: 41% do valor máximo do pixel adaptado para o fundo; a 50% do valor do pixel máximo; a 50% adaptado para o fundo; a 70% para o valor máximo do pixel; ou a 70% adaptado para o fundo. De uma forma geral, a primeira opção é a que melhor compatibiliza com as dimensões do tumor, mas apenas para valores lesão/fundo elevados e fundos homogêneos. Caso as condições sejam contrárias às apresentadas, é preferível VOI baseado em *isocontour* mais elevados²⁹.

Existe, então, uma relação linear entre o SUV e a taxa de metabolismo da glicose à semelhança do que se mede no modelo cinético. Contudo, o método SUV é tecnicamente menos exigente e computacionalmente mais simples, sem necessidade de recolha de amostras de sangue do paciente. Além disso, o tempo de aquisição é muito menor (ao contrário dos protocolos de aquisição dinâmica), justificando-se assim a substituição dos procedimentos dinâmicos na prática clínica para acesso ao metabolismo nos tumores e outras patologias³¹.

Como consequência, o SUV foi indicado como a ferramenta base para o diagnóstico. Porém, esta sugestão não foi bem aceite, dado alguns defenderem que a obtenção de um estadiamento e de informação diagnóstica confiável não depende necessariamente de uma quantificação da imagem precisa. Outra das razões para não ser aceite esteve relacionada com a grande variabilidade nas medições do SUV, associada a fontes de erro

biológicas, técnicas e físicas, além da aquisição, processamento e análise de imagem não-otimizada e inconsistente. Especificando, foi demonstrado diversas vezes que a utilização do SUV para caracterizar um nódulo ou massa como benigno ou maligno, segundo os seus limites, é frequentemente inválido. Tal não significa que o SUV no diagnóstico não tenha qualquer valor, pois nas situações em que um nódulo ou massa tem uma captação inferior à do tecido adjacente (referência), a determinação do SUV (combinada com a baixa probabilidade de malignidade pré-teste) auxilia na decisão de observar e esperar de forma segura. Neste caso, a insignificante taxa de falsos negativos pode auxiliar na decisão, evitando procedimentos invasivos desnecessários³².

2.8 O SUV NA QUANTIFICAÇÃO DA IMAGEM PET

A primeira razão pela qual o SUV é usado na imagem PET está ligada à aplicação da PET em investigação, ensaios clínicos e descoberta de novos produtos. A relevância do papel que a quantificação de imagem tem varia com o objetivo de cada estudo, mas no seu conjunto, estes estudos, beneficiam diretamente das medidas PET que tão bem classificam a variância e precisão³².

O segundo motivo relaciona-se com ensaios clínicos, mas sob o ponto de vista de cada paciente. Em alguns casos, a quantificação da imagem PET pode não ser realmente necessária, dado considerar-se como sucesso a ausência completa de captação do RF na imagem PET, devendo o paciente seguir uma terapia *standard*³².

A aplicação da PET/CT para a avaliação da resposta terapêutica tem vindo a crescer. A resposta dos tumores à terapia era tradicionalmente obtida através de alterações no tamanho do tumor nas imagens CT, o que apresentava limitações graves. Isto porque alterações no tamanho da lesão (resultantes do tratamento) podem levar meses a evoluir e qualquer oportunidade de tomar decisões precoces sobre o sucesso ou falha da terapêutica é atrasada ou perdida por completo. Em adição, muitos dos novos agentes citostáticos alcançam o sucesso no tratamento sem qualquer manifestação no tamanho do tumor³².

Desta forma, medições das alterações de A metabólica do ¹⁸F-FDG, independentes do tamanho do tumor, podem constituir uma alternativa na avaliação precoce da resposta ao tratamento. Logo, o SUV é um procedimento recomendado para a monitorização terapêutica³².

2.9 DETERMINANTES NA EXATIDÃO E PRECISÃO DO SUV

Nos dias de hoje, o SUV é utilizado rotineiramente na prática clínica, em cânceres conhecidos ou suspeitos, como parte integrante na interpretação e elaboração de relatórios da imagem. Como tal, é importante ter em consideração as suas fontes de erro e variância³².

Fatores biológicos

Período de distribuição (15%²⁵)

Após a administração do RF ao paciente, há um crescimento do SUV nos tumores ao longo do tempo, bem como do contraste lesão/fundo. Deste modo, SUVs determinados algum tempo após a injeção refletem melhor o metabolismo da glicose no tumor do que os obtidos em tempos iniciais³⁶.

Stahl A *et al.* compararam protocolos frequentemente aplicados para imagem e ainda calcularam o SUV segundo diversos métodos para monitorização de quimioterapia pré-operatória em pacientes com carcinoma gástrico. O objetivo foi determinar a influência dos seguintes parâmetros na predição da resposta à terapia, através de imagens PET: tempo entre a administração do RF e a aquisição de imagem (40 min. vs 90 min.), método de reconstrução (FBP vs OSEM) e procedimentos *standard* em relação ao SUV (SUV_{BW}, SUV_{BSA}, SUV_{LBM} e SUV_{g(glicose)})³⁶: 40 min. (n=32) FBP | OSEM; 90 min. (n=43) FBP | OSEM.

A população estudada tinha carcinomas gástricos avançados, localizados histologicamente. Todos os pacientes com nenhuma ou <10% de células tumorais viáveis na amostra do tumor foram classificados como “respondem” e os restantes como “não respondem”. Um dos pacientes não foi submetido a cirurgia devido à progressão do tumor, sendo classificado como “não responde”³⁶.

Dos 32 pacientes que realizaram o exame 40 min. após a injeção, sete foram classificados como “respondem” e dos 43 que realizaram o exame 90 min. após a injeção, oito receberam a mesma classificação. Os SUVs tumorais pré-terapêuticos foram superiores para os pacientes classificados como “respondem” e, 14 dias após a quimioterapia, foram menores que os “não respondem”. Porém, as diferenças não foram estatisticamente significativas³⁶.

A nível da precisão para a predição da resposta média, esta foi de 80% e os valores de *cut-off* para distinguir entre “respondem” e “não respondem” corresponderam a um declínio de 40% do SUV no tumor. Na zona de *cut-off*, os valores médios para ambos os métodos de reconstrução em estudo, FBP e OSEM, revelaram-se semelhantes³⁶.

A média de variação do SUV da base de dados de referência e *follow-up* foi de aproximadamente 30%. As alterações do SUV foram sempre mais notórias para os

“respondem” em cada um dos quatro conjuntos de dados em análise, sendo que a diferença mais acentuada foi entre os 90 min. | FBP ($-28,5 \pm 24,8$) e os 90 min. | OSEM ($-31,7 \pm 22,7$)³⁶.

O estudo indicou que alterações percentuais no SUV_{BW} são uma medida prática para a detecção precoce de resposta terapêutica citotóxica em pacientes com tumores malignos, justificando então a utilização clínica da PET ^{18}F -FDG nesta situação³⁶.

Como referido inicialmente, um maior intervalo de tempo entre a administração do RF e a aquisição de imagem permite uma também maior acumulação do RF, contribuindo para a visualização de mais tumores e, portanto, para a seleção de mais pacientes para previsão da resposta (43 vs 32). Quanto à influência deste mesmo parâmetro, o FBP obteve uma correlação de 0,7 e o OSEM de 0,79, pelo que se trata de uma correlação muito fraca, indicando que para pacientes individuais, observam-se diferentes mudanças do SUV com diferentes tempos de espera após a administração do RF³⁶.

Em resumo, o intervalo de tempo entre a injeção e a aquisição não tem impacto significativo na precisão da PET ^{18}F -FDG para predição da resposta do tumor. Além do mais, a média de alterações do SUV, entre os dois tempos, diferiu apenas em 3% e os valores de *cut-off* foram virtualmente idênticos. Isto assegura a comparabilidade dos estudos sobre a monitorização terapêutica adquiridos em diferentes protocolos de verificação e em diferentes instituições³⁶.

Quimioterapia

Este tratamento pode debilitar a função renal, reduzindo significativamente a remoção do RF do plasma, através dos rins, aumentando então o SUV³².

Variabilidade biológica

A variabilidade biológica tem sido estimada em vários estudos como aproximadamente 10% para aquisições repetidas em poucos dias, o que é bastante superior a outras modalidades ($\approx 3\%$)³².

Infeção/Inflamação

Nestas condições, regista-se um aumento da captação de RF, contribuindo para o aumento do SUV (falso-positivo)³³.

Movimento do paciente e órgãos (30%²⁵)

A alteração do posicionamento do paciente entre as aquisições CT e PET provoca artefactos de imagem, perdendo-se resolução, logo o SUV diminui. Esta mesma perda de resolução é também provocada pelo movimento respiratório que influencia a segurança/precisão no diagnóstico e estadiamento de lesões no tórax ou de cancro de células não-pequenas, sobrestimando o SUV para lesões de pequenas dimensões próximas do diafragma. Normalmente, este género de erros decresce com o aumento do tamanho das lesões ou com o decréscimo do movimento respiratório^{31,32,33}.

Conforto do paciente

Se o paciente estiver agitado, se a preparação para o exame ou as condições de espera não forem as apropriadas, poderá haver fixação do RF no músculo ou gordura castanha, aumentando assim o SUV nessas regiões³³.

Níveis de glicémia no sangue (15%²⁵)

Paciente hiperglicémico tem níveis elevados de glicose no tecido adiposo e no músculo, pelo que o SUV diminui nos outros tecidos. Os valores considerados como aceitáveis para a realização de um exame PET são de 150 a 200 mg/dl. É de salientar que os efeitos da concentração de glicose diferem entre processos malignos e inflamatórios, sendo que nestes últimos, ou em outras lesões benignas, níveis elevados de glicose no sangue (>250 mg/dl) parecem não interferir com o SUV³¹.

Fatores técnicos

Calibração entre o sistema PET e o calibrador de doses (10%²⁵)

No final da reconstrução, a imagem PET está nas unidades características do equipamento, método e parâmetros de reconstrução, pelo que é necessário convertê-la para SUV. Em primeiro lugar, é estimado o fator de calibração do equipamento, que relaciona as unidades do sistema com kBq/mL, através de um fantoma (20 cm de diâmetro) preenchido com água, ou de um fantoma sólido $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ (não é necessário ser preenchido todas as vezes, dado o elevado $T_{1/2}$ destas fontes radioativas seladas)³².

De seguida, o fator de calibração permite converter as unidades do sistema para concentração radioativa, como se demonstra na Figura 27. O processo é dado como finalizado quando as unidades da imagem são convertidas em SUV, segundo a Fórmula 1 (ver página 44)³².

Se houver um erro de calibração do sistema PET, ele irá afetar as imagens de todos os pacientes subsequentes (presença de erros sistemáticos de SUV). Este erro é eliminado

pela conversão das imagens de kBq/mL para SUV, se os parâmetros do calibrador de doses forem os mesmos do sistema PET^{32,33}.

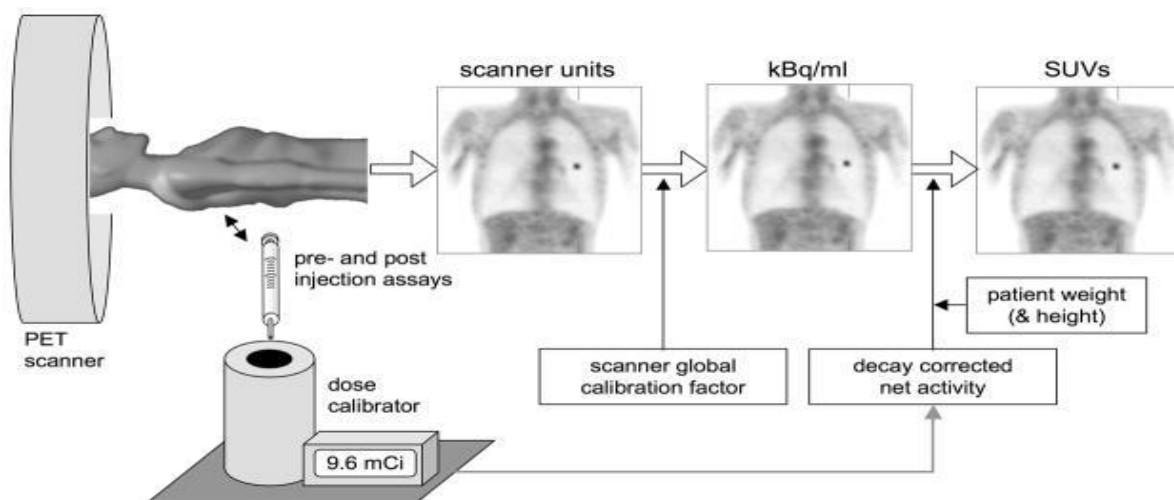


FIGURA 27 – Procedimento para conversão da imagem em SUV, demonstrando a dependência do peso do paciente, correção do decaimento da A injetada e fator de calibração do sistema³².

Atividade na seringa (5%²⁵)

Quanto maior a A residual na seringa, menor a A injetada, pelo que menor o SUV³³.

Sincronização incorreta dos relógios (10%²⁵)

Conduz ao cálculo incorreto do tempo de decaimento, logo SUV incorreto³³.

Qualidade da administração (50%²⁵)

Se ocorrer extravasamento, será menor a quantidade de RF disponível para se distribuir pelo corpo, diminuindo o SUV³³.

Fatores físicos

Parâmetros de aquisição (15%²⁵)

Tais como atenuação, coincidências difusas e aleatórias, tempo morto do sistema e variações na eficiência do detetor. Caso não sejam os mais adequados, a SNR será baixa, resultando em viés do SUV³³.

Parâmetros de reconstrução (30%²⁵)

Os métodos iterativos são não-lineares e têm múltiplos parâmetros (tipo e quantidade de suavização, número de iterações, FOV, dimensões dos *voxels*), cujo impacto depende

do algoritmo específico e implementação. Tal significa que são menos previsíveis e de compreensão mais complexa, comparativamente aos analíticos³².

Um aumento da suavização, diminui o ruído, mas também o contraste que, por conseguinte, diminui o SUV. Então, se a convergência for insuficiente, torna o SUV mais dependente da A distribuída nas proximidades, e ainda se a resolução for baixa, o SUV diminui^{32,33}.

Kelly M e Declerck J desenvolveram um SUV de referência (SUV_{ref}) com a finalidade de combater precisamente as diferenças de *hardware* e reconstrução do equipamento que influenciam a determinação do SUV, pelo que esta metodologia pode ser aplicada na comparação de duas ou múltiplas aquisições/protocolos de reconstrução. Outra aplicação, passa pelos centros em que os pacientes realizam exames de *follow-up* em equipamentos distintos ou com reconstruções diferentes³⁷.

A capacidade de um sistema de imagem recuperar a razão entre a A verdadeira e a de regiões com diferentes As é designada por coeficiente de recuperação (RC – *Recover Coefficient*). O RC funciona como um indicador do desempenho clínico do equipamento, englobando os efeitos da resolução, sensibilidade e precisão de diversas correções. Considerando isto, os parâmetros de reconstrução devem ser determinados para cada equipamento para que os RCs tenham limites específicos³⁷.

A maioria dos instrumentos e técnicas de reconstrução geram RCs que ultrapassam os limites superiores do protocolo. Por outro lado, os RCs que se localizam abaixo dos limites podem melhorar ao modificar os parâmetros de reconstrução. Contudo, para tal são normalmente necessárias iterações adicionais ou, então, redução na pós-filtragem, sendo que em ambos os casos o ruído na imagem aumenta³⁷.

Os autores concluíram que o SUV_{ref} reduz claramente as variações do SUV inerentes à reconstrução, preservando os benefícios de melhorias na qualidade de imagem através de avanços no *hardware* e reconstrução do equipamento. Este resultado proporciona uma maior confiança na comparação quantitativa de imagens clínicas para monitorizar a resposta à terapia ou progressão da doença³⁷.

Efeito do Volume Parcial

Afeta a observação de estruturas de pequena dimensão (até 2-3 x a resolução espacial do sistema). Portanto, subavalia a A nas estruturas com maior concentração face aos tecidos adjacentes e sobreavalia nas de menor concentração³¹.

Agentes de contraste de CT (15%²⁵)

Os contrastes de CT podem ser úteis quando se pretende estudar apenas uma porção do corpo, enquanto para estudos de corpo inteiro recorre-se à CT de baixa dose para CA e co-localização²⁹.

O procedimento de administração de produtos de contraste deverá ser realizado após a PET/CT, uma vez que a elevada concentração endovenosa destes produtos pode desencadear artefactos nas imagens PET reconstruídas e afetar a quantificação. Nos casos em que a quantificação não é necessária, os contrastes endovenosos podem ser utilizados diretamente durante o estudo PET/CT, pois a sua influência na qualidade visual da imagem é mínima²⁹.

Os agentes de contraste oral possibilitam uma melhor definição do trato gastrointestinal, podendo ser positivos ou negativos. Os primeiros, como é o caso do bário diluído, podem provocar artefactos relacionados com a CA nas imagens PET, resultando numa sobrestimação da acumulação de RF nessas regiões (\uparrow SUV). Relativamente aos agentes de contraste negativos, como a água, eliminam o problema mencionado, mas a sua administração isolada está associada a uma rápida absorção, podendo aumentar a acumulação não-específica de RF na bexiga²⁹.

Assim, é recomendada unicamente a utilização de uma pequena concentração de agentes de contraste positivos diluídos para PET/CT com quantificação, de modo a garantir a ausência de artefactos de CA²⁹.

ROI (50%²⁵)

Os desafios impostos pelo ruído e pela fraca resolução da PET contribuem para as dificuldades em definir os limites da região alvo (dependência do tamanho e tipo de ROI), pelo que ROIs grandes diminuem o SUV, enquanto ROIs pequenas aumentam os erros aleatórios^{31,32,33}.

Fator de normalização para o SUV

O resultado do SUV é numericamente diferente quando o peso, área de superfície corporal e massa magra corporal são usados como fatores de normalização na equação do SUV³³ (Fórmula 1, ver página 44). Na maioria dos sistemas PET atuais, o SUV é normalizado segundo o peso do paciente (Figura 27). Porém, há que ter em conta a estrutura corporal, pois o tecido adiposo geralmente revela uma baixa captação de ¹⁸F-FDG, comparando com outros tecidos que têm muito menos atividade metabólica.

Logo, em pacientes obesos, o SUV sobrestima a atividade metabólica em tecido não adiposo face à situação de pacientes com peso normal. Para estes pacientes, estudos

demonstram a superioridade da área de superfície corporal ou da massa magra corporal como fatores de normalização³¹.

2.10 PROTOCOLOS DE BAIXA ATIVIDADE

Uma quantificação precisa da captação do RF no tecido tumoral é essencial na monitorização terapêutica, particularmente quando se pretende fazer uma predição da resposta à terapia, através de sequências de estudos PET. Dado que são efetuados um número considerável de exames PET antes, durante e depois do tratamento, torna-se fundamental considerar a exposição à radiação. Por outro lado, uma redução da estatística de contagens (A administrada ao paciente) implica um aumento de ruído (associado a variações de $SUV > 15\%$, principalmente do SUV_{max})¹⁷.

Neste sentido, o TOF foi introduzido nos estudos de corpo inteiro, notando-se uma melhoria da SNR e do tempo de reconstrução. Iain Murray *et al.* investigaram se uma reduzida estatística de contagens comprometeria a precisão da quantificação, numa PET/CT com tecnologia TOF. Para tal, assumiram que baixas concentrações de A podiam ser simuladas com tempos de aquisição curtos, mantendo a precisão das medições¹⁷.

Como esperado, houve aumento do ruído e diminuição do contraste à medida que o tempo de aquisição diminuía. Porém, consideraram que o ruído pode ser otimizado por meio dos parâmetros de reconstrução PET ou aplicando filtros de suavização. Assim, comprovaram a fiabilidade de aquisição, recorrendo à tecnologia TOF, para uma baixa estatística de contagens (simulada com curtos tempos de aquisição)¹⁷.

Relativamente às vantagens em realizar estudos com menor A, foram mencionadas as seguintes: possibilidade de efetuar com maior frequência estudos PET/CT em ensaios clínicos de agentes terapêuticos e o facto de potenciar a utilização de protocolos de multi-RFs para caracterização de tumores, através do acesso a diversos parâmetros biológicos no mesmo paciente¹⁷.

2.11 CT DE BAIXA DOSE

A dose de radiação em CT é influenciada pelo design do equipamento e protocolos clínicos. No primeiro caso, através da eficiência geométrica (fração de Raios-X que chegam aos detetores) e eficiência de absorção (fração de Raios-X que realmente interagem com os detetores). Embora existam muitas semelhanças a nível das características inerentes à dose, entre a CT de corte único e multicorte, também se notam algumas diferenças na

eficiência geométrica, mais precisamente no eixo Z e na matriz do detetor: a eficiência geométrica é menor na CT de multicorte porque a separação entre os elementos do detetor na direção Z cria mais espaço morto, além da maioria da penumbra na mesma direção ser desprezada³⁸.

Na aquisição helicoidal, a dose pode ser superior graças às rotações adicionais no final de cada aquisição. Outros fatores em termos de design podem ser mencionados: distância entre o tubo de Raio-X e o isocentro (paciente); design do colimador pré-paciente; design do filtro *bowtie* e qualquer outro filtro do feixe de radiação X³⁸.

Quanto aos protocolos clínicos, a dose de radiação depende da corrente do tubo (mA), do tempo de aquisição por corte (em segundos), do potencial do tubo (kV), da espessura de corte, do incremento (no caso de aquisição sequencial) e do *pitch* (no caso de aquisição helicoidal). A corrente do tubo e o tempo de aquisição por corte (mAs) são considerados em simultâneo quando se trata da dose de radiação e qualidade de imagem. O seu aumento desencadeia um aumento proporcionalmente da dose. Já o incremento da kV (mantendo o resto constante) eleva a energia do feixe, necessitando de menores valores de mAs para manter uma qualidade de imagem semelhante. Em suma, a dose depende linearmente do produto mA x s e não linearmente da kV. Logo, um aumento da kV não implica aumento da dose; de facto, até pode diminuí-la. Quanto ao incremento e *pitch*, o seu aumento favorece uma redução da dose (a custo da qualidade de imagem)^{20,38}.

Uma inovação que permitiu reduzir a dose de radiação em CT foi a modulação da corrente no tubo de Raio-X, em que é realizado um topograma cuja informação permite ajustar (em cada instante ao longo da aquisição) o valor da mA, em função da posição Z ou do ângulo. Este último, especialmente útil para regiões anatómicas em que as espessuras ântero-posteriores e laterais diferem muito. Com a otimização da mA selecionada para cada ângulo é possível fornecer a mínima dose para o nível exigido de qualidade de imagem³⁸.

O efeito da kV, mA e filtragem para diminuir a radiação proveniente da CT foram estudados: otimizar a kV melhora a capacidade de penetração dos Raios-X; utilizar valores baixos de mA reduz o número de fótons de Raio-X emitidos pela fonte (diminuição linear da dose); adicionar filtros remove fótons de baixa energia e molda o espectro, tornando-o eficiente no que se refere à dose. Através da escolha apropriada destas características é possível reduzir a dose da CT, concluindo que espectros de energias elevadas e estreitos são geralmente mais eficientes e que a suavização do sinograma CT pode compensar o aumento de ruído e artefactos (originado pelo decréscimo da corrente)³⁹.

PARTE III – MATERIAIS E MÉTODOS

Com o intuito de avaliar determinadas características que definem a qualidade da imagem CT do sistema PET/CT Discovery IQ™, mais precisamente uniformidade, ruído e linearidade, realizaram-se cinco aquisições (para efeitos estatísticos) com protocolos diferentes, utilizando os fantasmas QA e Pro-CT. Fez-se variar a tensão (kV) e corrente (mA) do tubo de Raio-X, sendo as variáveis escolhidas com base nos limites mínimos e máximos permitidos pelo equipamento e os restantes parâmetros mantidos constantes (Tabela 11). Ou seja, o objetivo do estudo experimental não passa por realizar CQ, mas sim avaliar a qualidade da imagem dos diferentes protocolos, em função da variação da tensão e corrente no tubo de Raio-X, em que a qualidade da imagem é definida por um protocolo *standard* (120 kV e 150 mA).

Recorri a medidas de dispersão para avaliar os resultados, uma vez apresentarem distribuições distintas, apesar de terem o mesmo valor central (valor de referência). Ao estudar a concentração dos valores obtidos em torno do valor central tem-se que, quanto menor a dispersão desses valores em relação ao valor central, mais representativa será essa medida do conjunto de dados alcançados⁴⁰.

TABELA 11 – Parâmetros de aquisição (constantes a verde claro e variáveis a verde escuro).

Entrada	<i>Head First</i>			
Posição	Supino			
Referência anatómica	Fantoma			
Localização do ponto de referência	0 na linha circunferencial do fantoma			
Tipo de aquisição	Helicoidal 0,562:1			
Intervalo de aquisição	Fantoma QA: I20-S60 Fantoma Pro-CT: I30-S30			
Espessura	10 mm			
Velocidade da mesa	11.25 mm/rotação			
Intervalo de reconstrução	10 mm			
Tilt	0 graus			
FOV de aquisição	Fantoma QA: <i>Small</i> (215 mm) Fantoma Pro-CT: <i>Large</i> (230 mm)			
Tempo de rotação	1 segundo			
FOV de visualização	25 cm			
Algoritmo	<i>Standard</i>			
Matriz	512			
Tensão (kV)	80	100	120	140
Corrente (mA)	10	10	10	10
	50	50	50	50
	100	100	100	100
	150	150	150	150
	200	200	200	200
	220	220	220	220
	320	320	320	320
	400	400	400	400
	440	440	440	440

Relativamente às características da qualidade da imagem analisadas, a uniformidade reflete-se nas variações da resposta na imagem de um corte de um objeto (fantoma) homogéneo, devendo ser a mesma para qualquer região desse corte, dentro dos limites restritos. A presença destas variações sistemáticas pode ser quantificada através da obtenção dos valores das UH nas ROIs fixas (aplicando a Fórmula 2) e resultam principalmente do fenómeno físico do endurecimento do feixe de Raio-X, bem como da conceção dos equipamentos e algoritmos de reconstrução^{5,41,42}.

$$\text{Uniformidade (UH)} = \text{ROI}_{\text{central}} - \bar{X} \text{ ROIs periféricas}$$

FÓRMULA 2 – Cálculo da uniformidade com base nas UH extraídas das ROIs.

Em teoria, uma aquisição CT de um fantoma uniforme teria valores de pixel todos iguais (números de CT). Na prática, o que se verifica são variações de intensidade dos pixéis, conhecidas como ruído. Este surge da aleatoriedade dos fenómenos de produção, transmissão e deteção do Raio-X, dos componentes eletrónicos e mecânicos e da matemática finita dos algoritmos de reconstrução^{5,42}.

O DP dos valores dos pixéis de uma ROI representa o ruído, podendo ser expresso em UH ou percentagem do coeficiente de atenuação linear da água corrigido para a escala de contraste do equipamento, através da seguinte fórmula^{5,42}:

$$\text{Ruído (\%)} = \frac{\text{DP}}{1000} \times 100$$

FÓRMULA 3 – Conversão do ruído (%) para a escala de contraste entre o ar e a água.

A resolução de baixo contraste, ou seja, o limite inferior de contraste que é possível detetar, é condicionada pela presença de ruído: quanto menor o ruído, mais fácil se torna a visualização de estruturas de baixo contraste e a delineação dos seus contornos⁴².

Quanto à linearidade, tem-se que cada imagem CT é uma matriz bidimensional em que cada pixel representa a média do coeficiente de atenuação linear do material em cada voxel, na escala de Hounsfield (número de CT) que é linear. Assim, deve-se verificar se os números de CT variam de forma linear ou não com os coeficientes de atenuação do material em análise. Para tal, utilizam-se fantasmas constituídos por diferentes materiais com coeficiente de atenuação linear conhecido, para verificar a linearidade dos valores médios calculados em ROIs correspondentes a cada um dos diferentes materiais. Ao

estudar a linearidade, verifica-se a constância da escala de contraste ao longo do tempo^{41,42}.

3.1 PROCEDIMENTOS

3.1.1 FANTOMA QA

Este fantoma de 21,5 cm de diâmetro (Figura 28) permite aceder ao desempenho do sistema e estabelecer um programa que assegure a qualidade do mesmo, tendo aplicação na avaliação de seis aspetos da qualidade da imagem: escala de contraste, resolução de alto e baixo contraste, **uniformidade e ruído**, espessura de corte e precisão da luz do laser⁵.

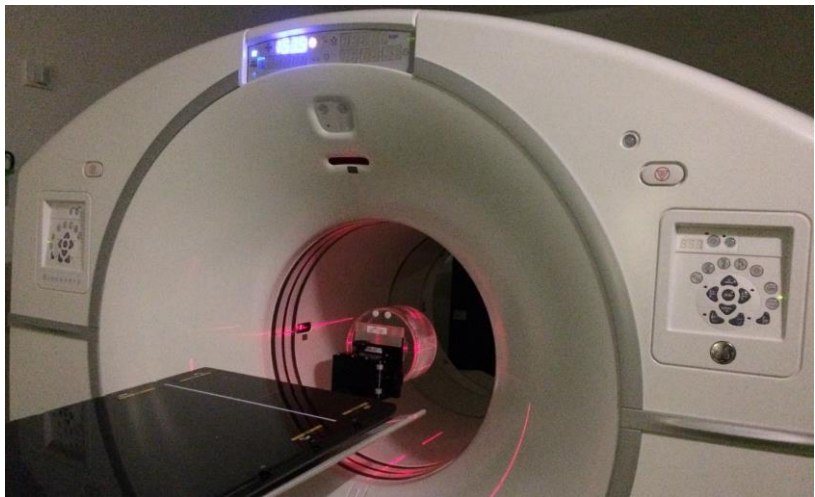


FIGURA 28 – Alinhamento do fantoma QA.

De acordo com o teste, são utilizadas diferentes secções do fantoma que correspondem a um único plano de aquisição, como demonstra a Figura 29⁵.

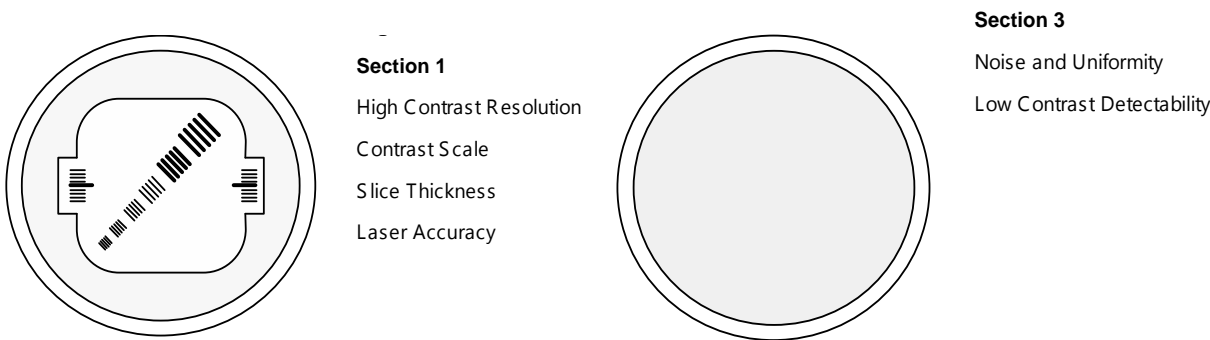


FIGURA 29 – Secções 1 e 3 do fantoma QA e respetivos aspetos da qualidade de imagem.

3.1.1.1 UNIFORMIDADE

A aquisição S60 (secção 3) fornece uma imagem uniforme na qual se calculou as UH de três ROIs quadradas de aproximadamente 15 mm de lado (centro, limite superior e direito – a 75 mm do centro), como mostra a Figura 30. A Fórmula 2 (ver página 58) permitiu calcular a uniformidade com base na informação extraída das ROIs. O valor de referência é 0 UH e a tolerância ± 3 UH⁵.

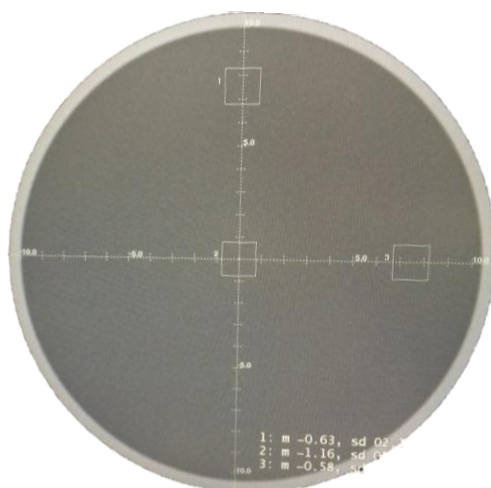


FIGURA 30 – Delineação das ROIs para extração das UH médias para o teste de uniformidade.

3.1.1.2 RUÍDO

Novamente, na aquisição S60 desenhou-se uma ROI quadrada de aproximadamente 25 mm de lado no centro da imagem para extração do DP (tolerância $\leq 3,5$ UH), como indica a Figura 31⁵.

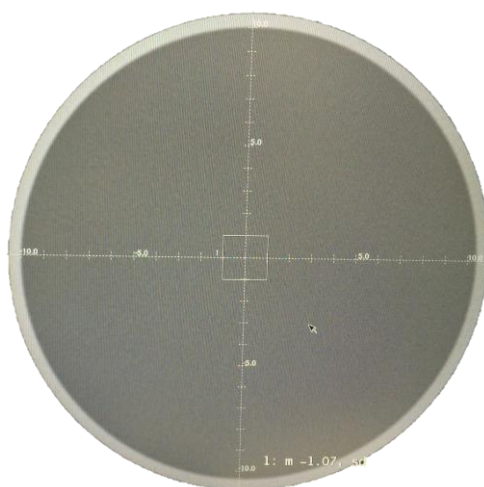


FIGURA 31 – Delineação da ROI para extração do DP para o teste de ruído.






3.1.2 FANTOMA PRO-CT

O alinhamento preciso deste fantoma é conseguido por meio do suporte estável para os cinco módulos de teste (Figura 32 e Tabela 12). Nestes encontram-se marcas que simplificam o posicionamento⁴³.



FIGURA 32 – Posicionamento dos módulos de homogeneidade (à esquerda) e sensitometria (à direita).

TABELA 12 – Características dos cinco módulos do fantoma Pro-CT.

	Módulos				
	Baixo Contraste	Sensitométrica	Geometria	Alto Contraste	Uniformidade
Diâmetro (mm)	230	230	230	230	230
Espessura (mm)	40	50	50	30	50
Densidade		≈ água	≈ água		≈ água
Tipo de material	-3 grupos de materiais de baixo contraste com hastes (altura: 20mm e diâmetro: 2-15mm) da mesma densidade entre os grupos e o material envolvente é de 1,2 e 3% -Acrílico	5 amostras sensitométricas circulares (25mm): -Acrílico -PTFE -PE -PA -Ar	-2 pares rampas de fio de cobre (ângulo inclinação 0,5) -Interseção dos vãos das rampas no mesmo plano (avaliação bastante precisa da localização do corte) -4 hastes PMMA (5mm) nos vértices de um quadrado (eixo horizontal e vertical do módulo)	-11 elementos de alumínio (forma concêntrica) -Acrílico	
Módulos					

PTFE – PoliTetraFluorEtileno (Teflon) | PE – PoliEtileno | PA – PoliAmida | PMMA – PoliMetilMetAcrilato

Pode ser utilizado nos seguintes testes: artefactos, **ruído**, **uniformidade**, resolução espacial (resolução de alto contraste), sensibilidade (resolução de baixo contraste), escala de contraste, espessura de corte, alinhamento e **linearidade**⁴³.

Segundo o manual do fantoma Pro-CT, os valores de referência devem ser determinados por meio de testes de aceitação baseados numa série de medições (cerca de cinco), após a instalação do equipamento. Por conseguinte, os valores de referência de todos os protocolos (consultar parâmetros a verde escuro da Tabela 11 – tensão e corrente no tubo de Raio-X) para a Optima™ CT540 da PET/CT Discovery IQ™ encontram-se expostos nas Tabelas 14 (uniformidade), 15 (ruído) e 16 (linearidade). Nas respectivas tabelas estão assinalados a verde os valores de referência do protocolo *standard* (120 kV e 150 mA).

3.1.2.1 UNIFORMIDADE

Na aquisição S0 delinearam-se cinco ROIs circulares de aproximadamente 500 mm² (centro e periferia – limites superior, inferior, direito e esquerdo), como ilustra a Figura 33. Extraíram-se as UH, cujos valores entre o centro e os limites devem ser constantes no tempo⁴⁴.

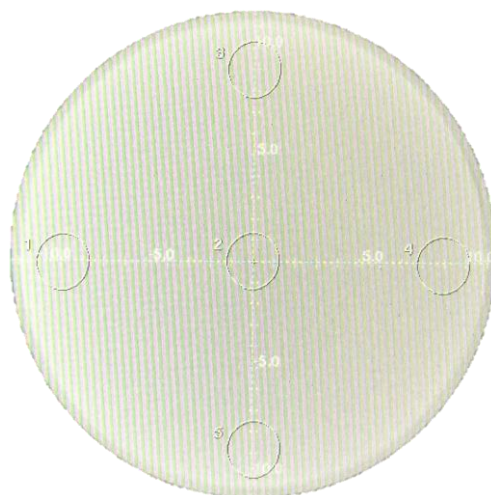


FIGURA 33 – Delineação das ROIs para extração das UH médias para o teste de uniformidade.

A Tabela 13 apresenta a média (para cada ROI – C, LS, LI, LD e LE, consultar nota abaixo da tabela) das cinco medições efetuadas a fim de determinar o valor de referência, obtido com o protocolo *standard* (nos testes de aceitação), para a uniformidade na Optima™ CT540 do sistema PET/CT Discovery IQ™. É de notar que as UH no LI foram

mais baixas do que nos restantes (valores uniformes – aquisição 360º/simétrica) por atenuação da cama.

TABELA 13 – \bar{X} (UH), para cada ROI, das cinco medições realizadas para determinar o valor de referência do teste de uniformidade na Optima™ CT540 (com o fantoma Pro-CT).

Corrente (mA)	ROI	Tensão (kV)			
		80	100	120	140
10	C	112,94	143,06	91,03	64,02
	LS	222,89	162,56	119,26	91,72
	LI	218,30	155,06	110,80	83,34
	LD	245,82	159,20	116,52	88,70
	LE	245,84	161,35	118,57	90,89
50	C	197,81	128,07	88,56	62,79
	LS	228,99	159,57	118,81	91,38
	LI	220,37	151,34	110,08	83,12
	LD	227,68	157,95	116,16	88,65
	LE	230,23	159,68	118,11	90,43
100	C	189,89	127,91	88,39	62,76
	LS	229,40	159,58	118,90	91,25
	LI	220,25	151,02	110,11	83,14
	LD	228,41	157,80	116,24	88,70
	LE	230,53	159,48	118,14	90,50
150	C	191,94	127,59	88,31	62,84
	LS	231,02	159,56	118,89	91,29
	LI	221,23	150,93	110,06	83,22
	LD	229,76	157,83	116,28	88,83
	LE	231,70	159,73	118,11	90,64
200	C	192,27	127,84	88,51	62,65
	LS	232,08	159,87	119,06	91,22
	LI	202,48	151,14	110,29	83,01
	LD	231,08	157,95	116,51	88,72
	LE	233,22	159,76	118,22	90,47
220	C	192,86	127,98	88,11	62,75
	LS	232,37	160,05	118,81	91,43
	LI	222,43	151,22	109,95	83,16
	LD	231,56	158,02	116,29	88,67
	LE	233,65	159,92	118,10	90,47
320	C	191,43	127,20	87,99	62,89
	LS	232,08	159,93	119,07	91,39
	LI	222,11	151,18	110,20	83,24
	LD	231,01	158,08	116,54	88,89
	LE	233,16	159,92	118,38	90,71
400	C	192,32	127,30	88,45	-
	LS	233,23	160,11	119,19	-
	LI	223,31	151,53	110,39	-
	LD	232,02	158,25	116,63	-
	LE	234,17	160,04	118,48	-
440	C	-	-	88,45	-
	LS	-	-	119,10	-
	LI	-	-	110,30	-
	LD	-	-	116,53	-
	LE	-	-	118,39	-

C – Centro | LS – Limite Superior | LI – Limite Inferior | LD – Limite Direito | LE – Limite Esquerdo

A uniformidade (UH) foi calculada através da Fórmula 2 (ver página 58), com base nos valores da Tabela 13. Os resultados, que correspondem aos valores de referência de todos os protocolos, foram registados na Tabela 14. A verde está assinalado o valor de

referência (-27,52 UH) do protocolo *standard* (120 kV e 150 mA), sendo a tolerância de ± 4 UH.

TABELA 14 – Valores de referência de todos os protocolos para a uniformidade (UH), na Optima™ CT540 (com o fantoma Pro-CT). Valor de referência do protocolo *standard* a verde.

Corrente (mA)	Tensão (kV)			
	80	100	120	140
10	-120,28	-16,49	-25,26	-24,65
50	-29,00	-29,07	-27,23	-25,61
100	-37,26	-29,06	-27,46	-25,64
150	-36,49	-29,43	-27,52	-25,66
200	-32,45	-29,34	-27,51	-25,71
220	-37,15	-29,32	-27,68	-25,68
320	-38,16	-30,08	-28,06	-25,66
400	-38,37	-30,19	-27,73	-
440	-	-	-27,63	-

O valor de referência deveria ser próximo de 0 UH (à semelhança do fantoma QA). Este resultado (-27,52 UH) pode ser justificado pelo facto do material do fantoma Pro-CT não ter exatamente a mesma densidade da água, revelando-se como superior, dado materiais atenuantes registarem depressão no centro da imagem (provocada pelo endurecimento do feixe de Raio-X). Este efeito é realçado no fantoma Pro-CT devido à sua dimensão – superior ao fantoma QA (230 > 215 mm). A possibilidade de alteração das propriedades do fantoma constitui também um fator de interferência no valor de referência obtido para o protocolo *standard*.

3.1.2.2 RUÍDO

Novamente, na aquisição S0 desenhou-se uma ROI circular de aproximadamente 500 mm², no centro da imagem, da qual se extraiu o DP⁴⁴, como exemplifica a Figura 34.

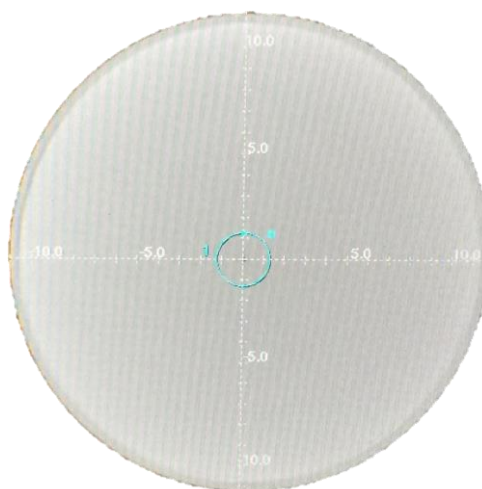


FIGURA 34 – Delineação da ROI para extração do DP para o teste de ruído.

A Tabela 15 apresenta a média das cinco medições efetuadas do DP com o objetivo de determinar o valor de referência, obtido com o protocolo *standard* (nos testes de aceitação), para o ruído na Optima™ CT540 do sistema PET/CT Discovery IQ™. Os valores de referência de todos os protocolos estão expostos nesta tabela, destacando-se a verde o valor de referência (4,26 UH) do protocolo *standard* (120 kV e 150 mA), sendo a tolerância de +1 UH.

TABELA 15 – Valores de referência de todos os protocolos para o ruído (UH), na Optima™ CT540 (com o fantoma Pro-CT). Valor de referência do protocolo *standard* a verde.

Corrente (mA)	Tensão (kV)			
	80	100	120	140
10	47,46	28,60	18,38	13,97
50	22,06	10,91	7,77	5,89
100	14,34	7,55	5,30	4,37
150	11,66	6,27	4,26	3,70
200	9,91	5,02	3,80	3,20
220	9,40	4,87	3,52	3,05
320	7,53	4,03	3,00	2,74
400	6,57	3,55	2,86	-
440	-	-	2,71	-

3.1.2.3 LINEARIDADE

Na aquisição S0, e em cada amostra sensitométrica, delineou-se uma ROI circular de aproximadamente 200 mm², como sugere a Figura 35. É desejável que as UH sejam constantes ao longo do tempo⁴⁴.

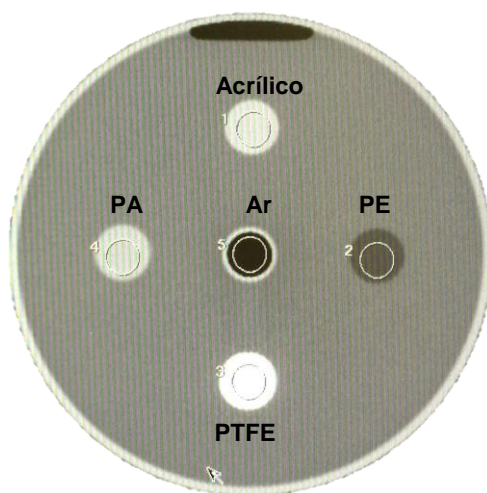


FIGURA 35 – Delineação das ROIs para a extração das UH médias para o teste de linearidade.

A Tabela 16 apresenta a média (para cada amostra sensitométrica – Acrílico, PTFE, PE, PA e Ar) das cinco medições efetuados com o intuito de determinar o valor de referência, obtido com o protocolo *standard* (nos testes de aceitação), para a linearidade

na Optima™ CT540 do sistema PET/CT Discovery IQ™. Os valores de referência de todos os protocolos são visíveis nesta tabela, realçando-se a verde os valores de referência (Acrílico: 132,33 UH; PTFE: 921,19 UH; PE: -61,68 UH; PA: 93,41 UH; Ar: -965,32 UH) do protocolo *standard* (120 kV e 150 mA), sendo a tolerância de ± 4 UH.

TABELA 16 – Valores de referência de todos os protocolos para a linearidade (UH), na Optima™ CT540 (com o fantoma Pro-CT). Valores de referência do protocolo *standard* a verde.

Corrente (mA)	ROI	Tensão (kV)			
		80	100	120	140
10	Acrílico	125,85	127,82	132,45	117,36
	PTFE	947,80	959,01	927,74	913,13
	PE	-82,13	-71,96	-61,93	-53,42
	PA	79,57	85,80	94,08	100,16
	Ar	-962,30	-977,46	-968,58	-963,07
50	Acrílico	113,55	125,30	132,31	137,01
	PTFE	963,39	937,18	922,02	910,42
	PE	-90,06	-73,10	-61,62	-53,90
	PA	70,15	84,03	93,21	99,66
	Ar	-965,65	-967,61	-966,11	-963,26
100	Acrílico	114,61	124,77	132,47	137,16
	PTFE	958,23	936,09	921,24	909,85
	PE	-89,17	-73,16	-61,79	-53,85
	PA	70,29	83,99	93,05	99,55
	Ar	-961,85	-967,36	-965,87	-962,60
150	Acrílico	115,41	124,61	132,33	137,36
	PTFE	957,83	936,26	921,19	910,19
	PE	-88,18	-73,13	-61,68	-53,88
	PA	71,11	83,71	93,41	99,65
	Ar	-960,78	-966,94	-965,32	-963,10
200	Acrílico	116,21	124,79	132,35	137,16
	PTFE	958,59	936,09	921,12	909,44
	PE	-87,09	-73,09	-61,58	-53,88
	PA	72,15	83,83	93,45	99,48
	Ar	-959,75	-97,24	-965,50	-961,83
220	Acrílico	116,78	124,87	132,45	137,17
	PTFE	959,03	936,02	919,95	909,55
	PE	-86,60	-72,99	-61,44	-53,86
	PA	72,55	83,83	93,41	99,50
	Ar	-959,22	-967,04	-964,46	-961,93
320	Acrílico	115,52	124,71	132,46	137,19
	PTFE	956,65	934,67	920,69	909,57
	PE	-87,47	-72,76	-61,43	-53,84
	PA	71,36	83,97	93,36	97,43
	Ar	-957,95	-965,15	-964,61	-961,96
400	Acrílico	116,27	124,78	132,33	-
	PTFE	959,70	934,72	920,47	-
	PE	-86,92	-72,66	-61,73	-
	PA	72,10	83,89	93,19	-
	Ar	-957,38	-964,94	-964,99	-
440	Acrílico	-	-	132,51	-
	PTFE	-	-	920,72	-
	PE	-	-	-61,72	-
	PA	-	-	93,26	-
	Ar	-	-	-964,98	-

PTFE – PoliTetraFluorEtileno | PE – PoliEtileno | PA – PoliAmida

PARTE IV – RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 UNIFORMIDADE

A Tabela 17 apresenta a média (para cada ROI – C, LD e LS, consultar nota abaixo da tabela) das cinco medições efetuadas para avaliar a uniformidade na Optima™ CT540 do sistema PET/CT Discovery IQ™, com o fantoma QA.

TABELA 17 – Avaliação da uniformidade (UH) na Optima™ CT540, com o fantoma QA.

Corrente (mA)	ROI	Tensão (kV)			
		80	100	120	140
10	C	3,20	-1,20	-1,21	-0,61
	LD	1,71	-0,46	0,13	0,37
	LS	0,68	-0,44	-0,01	0,12
50	C	-0,12	-1,61	-1,31	-1,06
	LD	-0,35	-1,18	-0,64	-0,31
	LS	0,08	-0,84	-0,58	-0,30
100	C	1,66	-1,94	-1,39	-0,84
	LD	1,57	-1,07	-0,53	-0,24
	LS	1,81	-1,03	-0,41	-0,45
150	C	2,63	-1,79	-1,17	-0,90
	LD	2,43	-1,02	-0,51	-0,40
	LS	2,92	-0,92	-0,58	-0,38
200	C	2,87	-1,78	-1,16	-1,03
	LD	2,58	-0,84	-0,47	-0,38
	LS	2,98	-0,92	-0,51	-0,35
220	C	3,14	-2,04	-1,25	-0,86
	LD	2,68	-0,90	-0,51	-0,36
	LS	2,92	-0,78	-0,48	-0,38
320	C	2,73	-1,60	-1,19	-0,94
	LD	2,57	-0,87	-0,54	-0,33
	LS	2,78	-0,80	-0,40	-0,37
400	C	3,06	-1,55	-1,20	-
	LD	3,14	-0,74	-0,39	-
	LS	3,40	-0,68	-0,36	-
440	C	-	-	-1,36	-
	LD	-	-	-0,36	-
	LS	-	-	-0,40	-

C –Centro | LD – Limite Direito | LS – Limite Superior

A Tabela 18 regista a uniformidade (UH) calculada através da Fórmula 2 (ver página 58), com base nos valores da Tabela 17. A verde estão assinalados os valores aceites, segundo o valor de referência e tolerância mencionados no manual do fantoma QA (0 ± 3 UH).

TABELA 18 – Uniformidade (UH) com o fantoma QA. Valores aceites (0 ± 3 UH) a verde.

Corrente (mA)	Tensão (kV)			
	80	100	120	140
10	2,01	-0,75	-1,27	-0,86
50	0,02	-0,60	-0,70	-0,76
100	-0,03	-0,89	-0,92	-0,49
150	-0,04	-0,82	-0,63	-0,51
200	0,09	-0,91	-0,67	-0,67
220	0,34	-1,20	-0,76	-0,49

320	0,06	-0,77	-0,72	-0,60
400	-0,21	-0,83	-0,82	-
440	-	-	-0,99	-

O Gráfico 1 exprime os resultados da mesma tabela, estando marcados os limites superior e inferior que definem o intervalo de valores aceites neste procedimento.

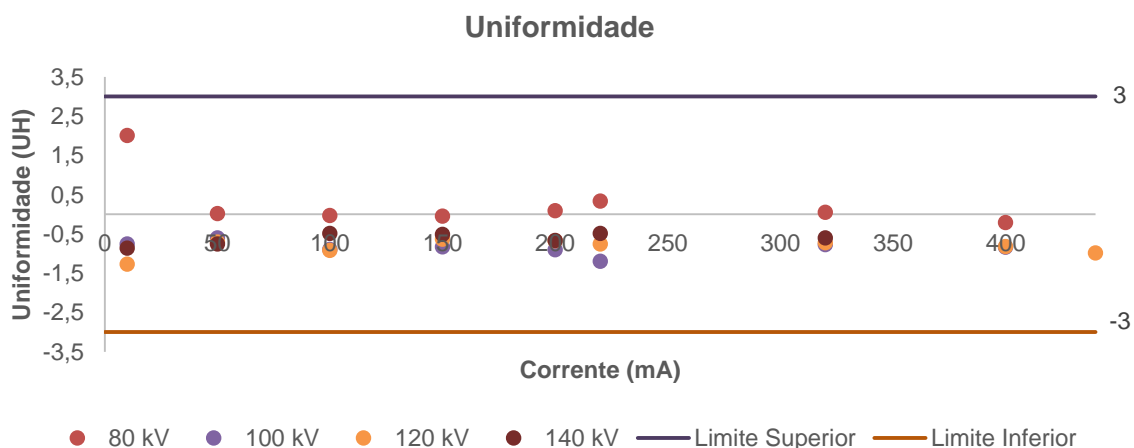


GRÁFICO 1 – Uniformidade (UH) com a respetiva tolerância assinalada ($\pm 3UH$).

A Tabela 19 apresenta a média (para cada ROI – C, LS, LI, LD e LE, consultar nota abaixo da tabela) das cinco medições efetuadas para avaliar (segundo o protocolo *standard*) a uniformidade na Optima™ CT540 do sistema PET/CT Discovery IQ™, com o fantoma Pro-CT.

TABELA 19 – Avaliação (segundo o protocolo *standard*) da uniformidade (UH) na Optima™ CT540, com o fantoma Pro-CT.

		Tensão (kV)			
Corrente (mA)	ROI	80	100	120	140
10	C	117,13	145,39	92,80	64,73
	LS	223,54	160,50	117,07	89,68
	LI	243,99	162,58	118,79	91,20
	LD	248,46	160,91	117,84	90,15
	LE	250,22	163,70	120,76	92,89
50	C	202,54	130,12	89,76	63,85
	LS	229,74	157,93	116,59	89,23
	LI	232,59	160,09	118,33	90,65
	LD	231,14	159,25	117,35	89,60
	LE	234,68	161,99	120,20	92,42
100	C	196,73	129,68	89,44	63,75
	LS	230,28	157,78	116,76	89,18
	LI	232,94	160,06	118,26	90,84
	LD	232,10	159,01	117,10	89,59
	LE	235,31	161,92	120,10	92,36
150	C	195,92	129,38	89,56	63,91
	LS	230,59	157,75	116,76	89,21
	LI	233,56	159,97	118,26	90,80

200	LD	232,00	159,05	117,25	89,65
	LE	236,29	162,04	120,16	92,38
	C	195,39	129,41	89,57	63,88
	LS	230,85	158,12	116,97	89,20
	LI	233,73	160,12	118,58	90,76
	LD	233,34	159,14	117,34	89,58
220	LE	236,81	162,15	120,24	92,29
	C	195,61	129,39	89,30	64,03
	LS	231,14	158,18	116,74	89,26
	LI	233,77	160,26	118,50	90,93
	LD	233,41	159,29	117,25	89,73
	LE	236,94	162,25	120,11	92,47
320	C	194,55	128,96	89,23	64,01
	LS	230,87	158,00	116,88	89,34
	LI	233,78	160,15	118,46	90,90
	LD	233,54	159,30	117,46	89,73
	LE	237,10	162,24	120,39	92,48
	C	195,57	129,23	89,69	-
400	LS	231,95	158,13	117,00	-
	LI	234,58	160,35	118,61	-
	LD	234,09	159,46	117,58	-
	LE	237,58	162,40	120,47	-
	C	-	-	89,72	-
	LS	-	-	116,95	-
440	LI	-	-	118,58	-
	LD	-	-	117,52	-
	LE	-	-	120,43	-

C – Centro | LS – Limite Superior | LI – Limite Inferior | LD –Limite Direito | LE –Limite Esquerdo

A Tabela 20 regista a uniformidade (UH) calculada através da Fórmula 2 (ver página 58), com base nos valores da Tabela 19. A verde estão assinalados os valores aceites, segundo o valor de referência definido pelo protocolo *standard* na Tabela 14 (-27,52 UH) e a tolerância mencionada no manual do fantoma Pro-CT (± 4 UH).

TABELA 20 – Uniformidade (UH) com o fantoma Pro-CT. Valores aceites (-27,52 \pm 4 UH) a verde.

Corrente (mA)	Tensão (kV)			
	80	100	120	140
10	-124,42	-16,53	-25,81	-26,25
50	-29,50	-29,69	-28,36	-26,62
100	-35,93	-30,02	-28,62	-26,75
150	-37,37	-30,32	-28,55	-26,60
200	-38,29	-30,48	-28,72	-26,58
220	-38,21	-30,60	-28,85	-26,56
320	-39,27	-30,97	-29,07	-26,60
400	-38,98	-30,86	-28,73	-
440	-	-	-28,65	-

O Gráfico 2 exprime os resultados da mesma tabela, estando marcados os limites superior e inferior que definem o intervalo de valores aceites neste procedimento.

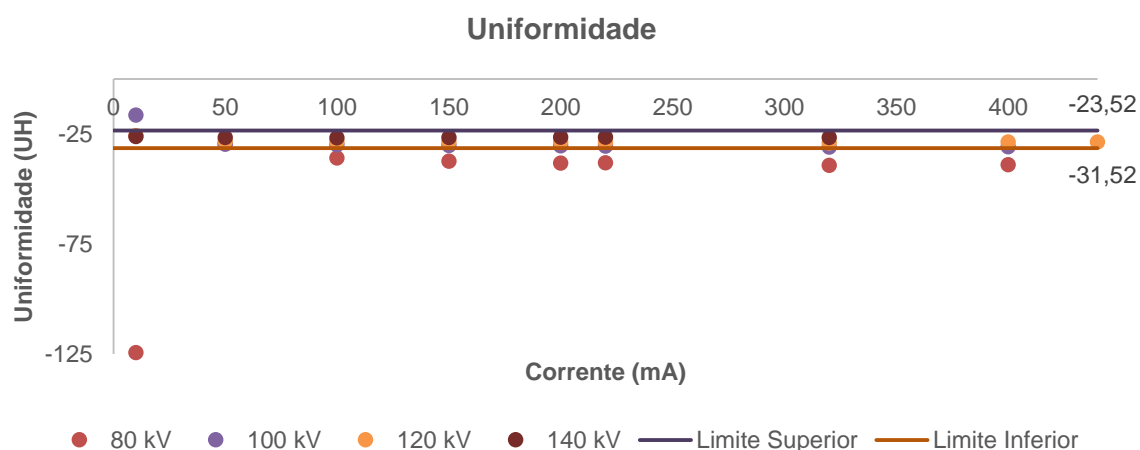


GRÁFICO 2 – Uniformidade (UH) com o respetivo intervalo aceitável assinalado ($-27,52 \pm 4$ UH).

Comparando os resultados obtidos no teste de uniformidade para os dois fantasmas, verifica-se, de um modo geral, homogeneidade nos números de CT para ambos. A diferença registada na aquisição de 80 kV com o fantoma Pro-CT justifica-se, como já referido, pelo facto do material que o constitui ser mais atenuante (comparativamente ao do fantoma QA), absorvendo facilmente as baixas energias (80 kV) – endurecimento do feixe de Raio-X. Por outro lado, a própria dimensão do fantoma Pro-CT (maior que o fantoma QA) realça este efeito.

4.2 RUÍDO

A Tabela 21 apresenta a média das cinco medições efetuadas do DP a fim de avaliar o ruído na Optima™ CT540 do sistema PET/CT Discovery IQ™, com o fantoma QA. A verde estão destacados os valores de ruído aceites, segundo a tolerância referida no manual deste fantoma ($\leq 3,5$ UH).

TABELA 21 – Avaliação do ruído (UH) na Optima™ CT540, com o fantoma QA. Valores aceites ($\leq 3,5$ UH) a verde.

Corrente (mA)	Tensão (kV)			
	80	100	120	140
10	27,01	16,47	12,53	10,65
50	10,56	7,05	5,47	4,48
100	7,43	4,87	3,87	3,29
150	6,04	3,99	3,09	2,70
200	5,16	3,52	2,73	2,31
220	5,06	3,27	2,58	2,21
320	4,06	2,71	2,18	1,82
400	3,62	2,44	1,94	-
440	-	-	1,84	-

O Gráfico 3 representa visualmente os resultados expostos na tabela, em que a linha reta indica o limite aceitável para o ruído. Portanto, todos os valores em cima ou abaixo da linha são considerados aceitáveis.

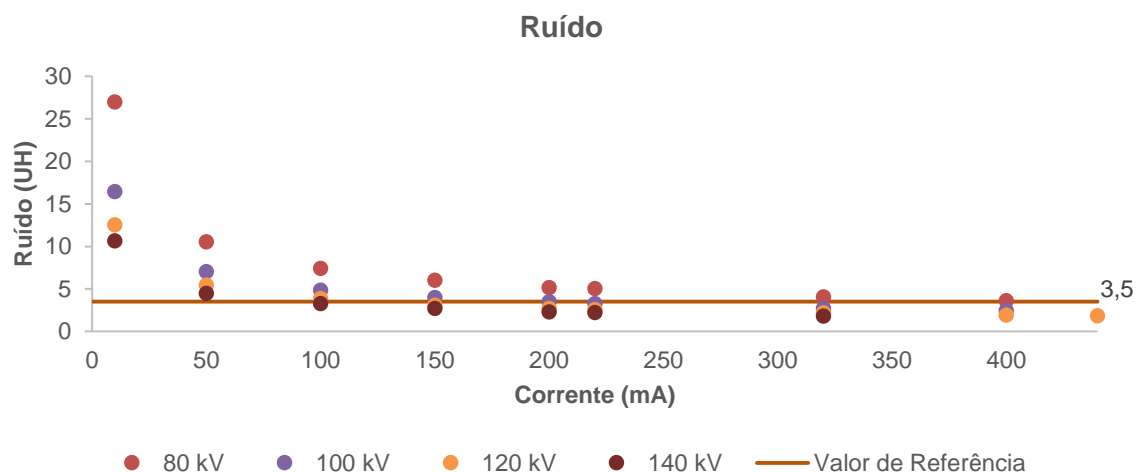


GRÁFICO 3 – Ruído (UH) com o respectivo limite aceitável assinalado ($\leq 3,5$ UH).

A Tabela 22 expõe o ruído convertido para a escala de contraste entre o ar e a água, através da Fórmula 3 (ver página 58), com base nos valores de DP da Tabela 21.

TABELA 22 – Ruído (%) convertido para a escala de contraste entre o ar e a água.

Corrente (mA)	Tensão (kV)			
	80	100	120	140
10	2,70	1,65	1,25	1,07
50	1,06	0,71	0,55	0,45
100	0,74	0,49	0,39	0,33
150	0,60	0,40	0,31	0,27
200	0,52	0,35	0,27	0,23
220	0,51	0,33	0,26	0,22
320	0,41	0,27	0,22	0,18
400	0,36	0,24	0,19	-
440	-	-	0,18	-

A Tabela 23 apresenta a média das cinco medições efetuadas do DP para avaliar (segundo o protocolo *standard*) o ruído na Optima™ CT540 do sistema PET/CT Discovery IQ™, com o fantoma Pro-CT. A verde estão destacados os valores aceites, segundo o valor de referência definido pelo protocolo *standard* na Tabela 15 (4,26 UH) e uma tolerância de +1 UH.

TABELA 23 – Avaliação (segundo o protocolo *standard*) do ruído (UH) na Optima™ CT540, com o fantoma Pro-CT. Valores aceites (4,26+1 UH) a verde.

Corrente (mA)	Tensão (kV)			
	80	100	120	140
10	48,04	29,56	18,48	14,22
50	23,00	11,45	7,69	5,96
100	14,44	7,42	5,30	4,25
150	11,45	6,26	4,36	3,55
200	9,79	5,08	3,79	3,14
220	9,44	4,92	3,57	3,12
320	7,73	3,96	2,98	2,56
400	6,87	3,70	2,79	-
440	-	-	2,72	-

O Gráfico 4 representa visualmente os resultados expostos na tabela, em que a linha reta indica o limite aceitável para o ruído. Portanto, todos os valores em cima ou abaixo da linha são considerados aceitáveis.

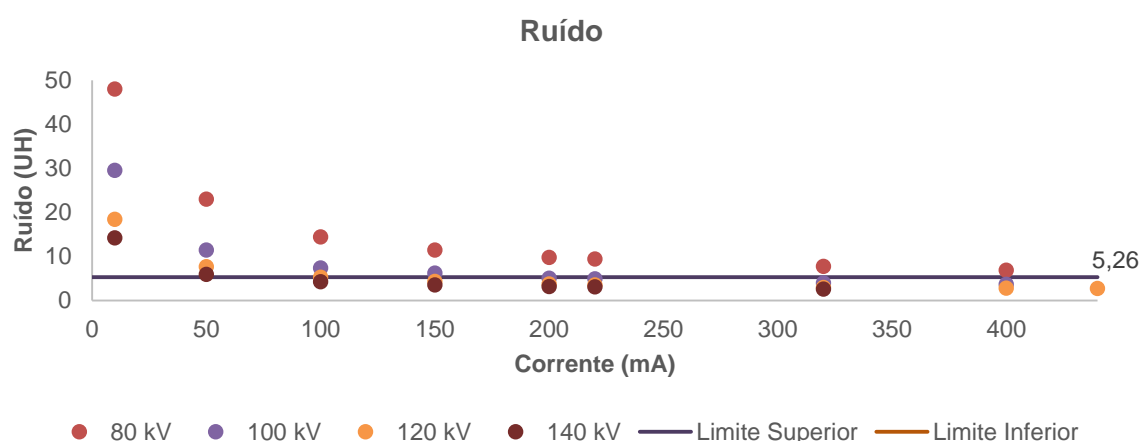


GRÁFICO 4 – Ruído (UH) com o respetivo intervalo aceitável assinalado (4,26+1 UH).

A Tabela 24 expõe o ruído convertido para a escala de contraste entre o ar e a água, através da Fórmula 3 (ver página 58), com base nos valores da Tabela 23.

TABELA 24 – Ruído (%) convertido para a escala de contraste entre o ar e a água.

Corrente (mA)	Tensão (kV)			
	80	100	120	140
10	4,80	2,96	1,85	1,42
50	2,30	1,15	0,77	0,60
100	1,44	0,74	0,53	0,43
150	1,15	0,63	0,44	0,36
200	0,98	0,51	0,38	0,31
220	0,94	0,49	0,36	0,31
320	0,77	0,40	0,30	0,26
400	0,69	0,40	0,28	-
440	-	-	0,27	-

Comparando os resultados obtidos para o teste de ruído entre os dois fantasmas, verifica-se (para ambos) que ao aumentar a tensão e a corrente no tubo de Raio-X, aumenta-se a energia e a quantidade de fótons-X (de forma proporcional), respetivamente³⁸. Logo, o ruído diminui (a qualidade da imagem CT melhora). Como se pode observar, tanto nas Tabelas 21 e 23 como nos Gráficos 3 e 4, os valores de DP (ruído) foram diminuindo em função do incremento de kV e mA do tubo de Raio-X.

4.3 LINEARIDADE

Importa lembrar que apenas o fantoma Pro-CT permite realizar o teste de linearidade, pelo que nesta secção não é feita qualquer comparação entre os dois fantasmas utilizados no estudo experimental.

A Tabela 25 apresenta a média das cinco medições efetuadas para avaliar (segundo o protocolo *standard*) a linearidade na Optima™ CT540 do sistema PET/CT Discovery IQ™. A verde estão realçados os valores aceites, segundo os valores de referência definidos pelo protocolo *standard* na Tabela 16 (Acrílico: 132,33 UH; PTFE: 921,19 UH; PE: -61,68 UH; PA: 93,41 UH; Ar: -965,32 UH) e a tolerância mencionada no manual do fantoma Pro-CT (± 4 UH).

TABELA 25 – Avaliação da linearidade (UH) na Optima™ CT540. Valores aceites para cada amostra sensiométrica a verde.

		Tensão (kV)			
Corrente (mA)	ROI	80	100	120	140
10	Acrílico	125,62	127,07	132,65	137,83
	PTFE	945,28	960,14	927,85	913,24
	PE	-80,93	-72,00	-61,29	-53,28
	PA	81,50	87,26	94,65	100,53
	Ar	-955,63	-973,96	-964,45	-958,23
50	Acrílico	115,09	125,04	132,73	137,72
	PTFE	965,53	938,08	922,42	910,76
	PE	-88,66	-73,05	-61,85	-53,80
	PA	71,64	84,45	93,74	99,92
	Ar	-961,22	-963,59	-961,91	-958,56
100	Acrílico	116,73	125,29	132,77	137,63
	PTFE	960,65	936,86	921,80	910,18
	PE	-87,00	-73,10	-61,68	-53,81
	PA	72,56	84,18	93,62	100,16
	Ar	-956,66	-963,19	-961,55	-958,08
150	Acrílico	117,35	125,00	132,67	137,73
	PTFE	960,25	936,61	921,73	910,53
	PE	-86,72	-73,03	-61,57	-53,80
	PA	73,25	84,15	93,75	100,11
	Ar	-955,93	-962,74	-961,16	-958,60
200	Acrílico	117,66	125,07	132,88	137,49
	PTFE	960,18	936,79	921,51	909,65
	PE	-86,41	-73,16	-61,45	-53,93
	PA	73,40	84,25	94,08	99,86
	Ar	-955,01	-962,80	-961,07	-957,56
220	Acrílico	117,64	125,37	132,81	137,59
	PTFE	960,54	936,89	920,16	909,72

320	PE	-86,22	-72,97	-61,49	-53,86
	PA	73,22	84,33	93,76	99,98
	Ar	-954,40	-962,76	-960,11	-957,52
	Acrílico	116,89	125,15	132,65	137,46
	PTFE	958,27	935,06	921,05	909,63
	PE	-87,00	-72,89	-61,66	-53,85
	PA	72,47	84,39	93,69	99,79
	Ar	-953,04	-960,90	-960,46	-957,71
	Acrílico	116,99	125,05	132,65	-
400	PTFE	958,95	935,29	921,18	-
	PE	-86,57	-72,72	-61,72	-
	PA	72,90	84,39	93,60	-
	Ar	-952,92	-960,90	-960,58	-
	Acrílico	-	-	132,57	-
440	PTFE	-	-	920,77	-
	PE	-	-	-61,84	-
	PA	-	-	93,41	-
	Ar	-	-	-960,74	-
	Acrílico	-	-	-	-

PTFE – PoliTetraFluorEtileno | PE – PoliEtileno | PA - PoliAmida

Os próximos gráficos correspondem às UH, presentes na Tabela 25, em cada amostra sensitométrica (Acrílico, PTFE, PE, PA e Ar, respetivamente). As linhas retas simbolizam os limites superior e inferior que definem o intervalo de valores aceites neste procedimento. Como é possível visualizar, os valores aceitáveis recaem maioritariamente nos 120 kV.

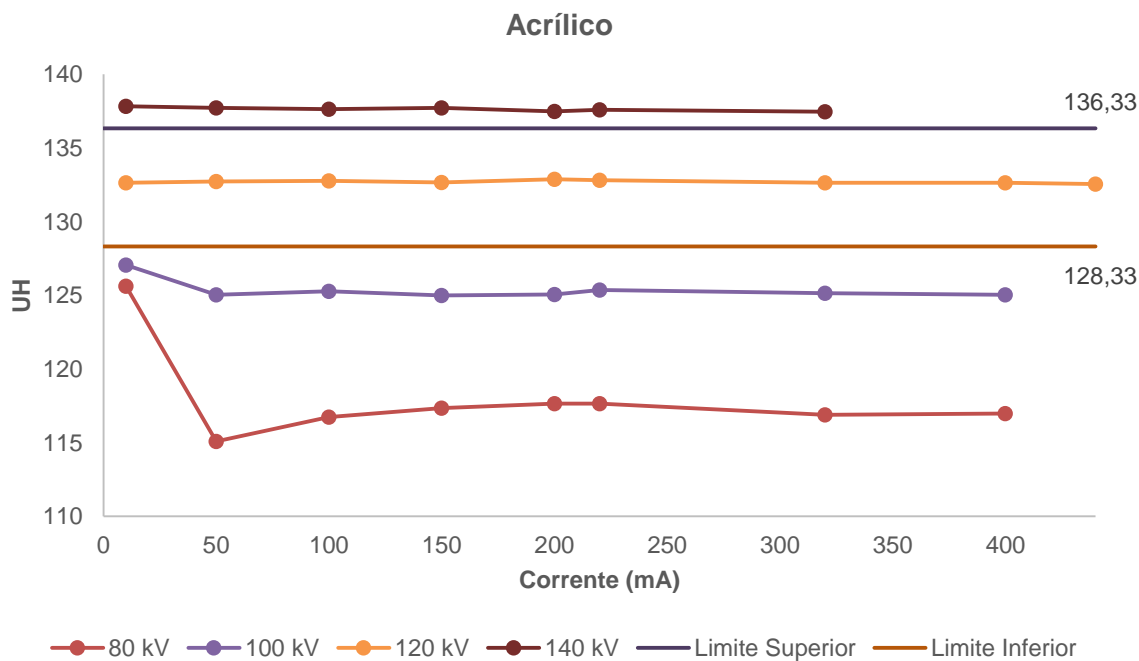


GRÁFICO 5 – UH para o Acrílico com o respetivo intervalo aceitável assinalado (132,33±4 UH).

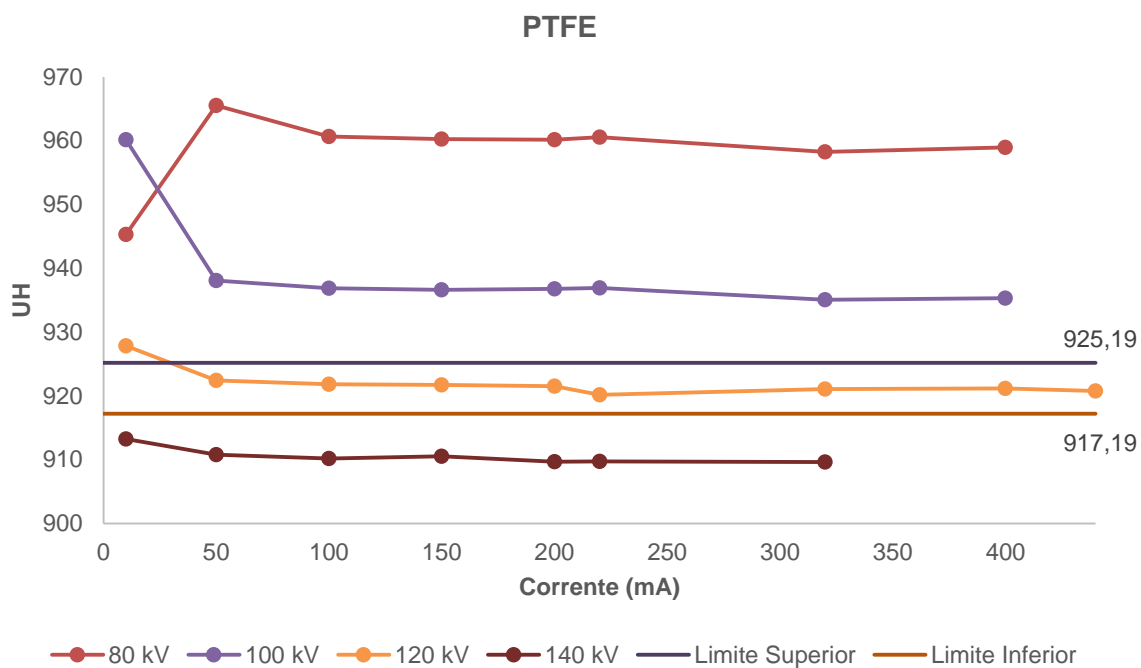


GRÁFICO 6 – UH para o PTFE com o respetivo intervalo aceitável assinalado ($921,19 \pm 4$ UH).

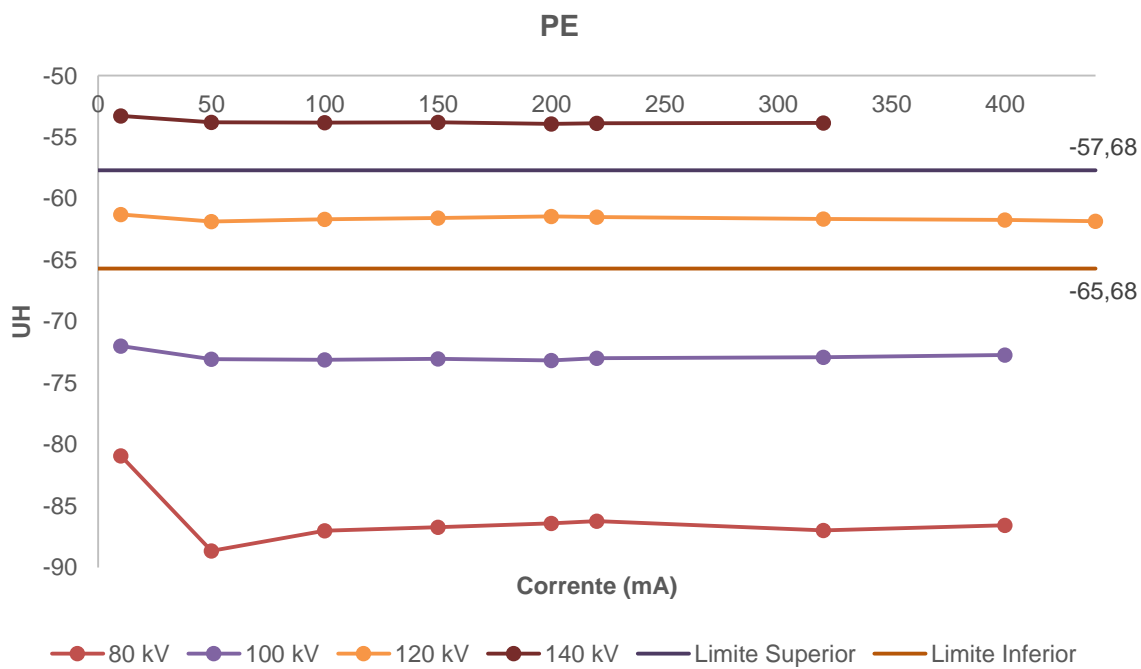


GRÁFICO 7 – UH para o PE com o respetivo intervalo aceitável assinalado ($-61,68 \pm 4$ UH).

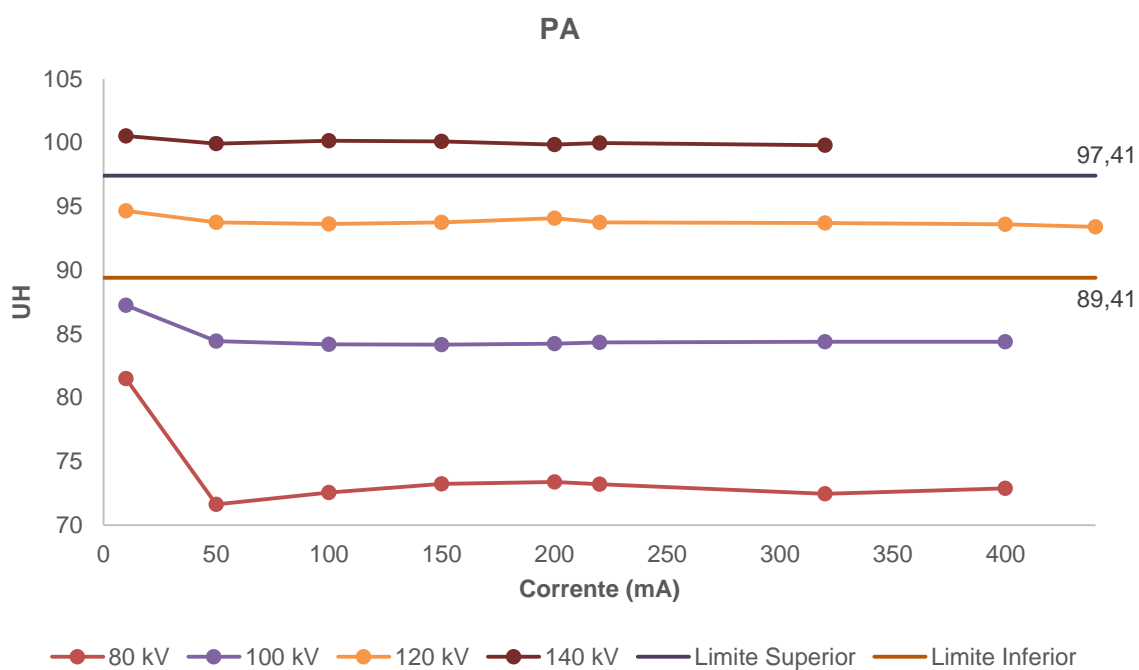


GRÁFICO 8 – UH para a PA com o respetivo intervalo aceitável assinalado (93,41±4 UH).

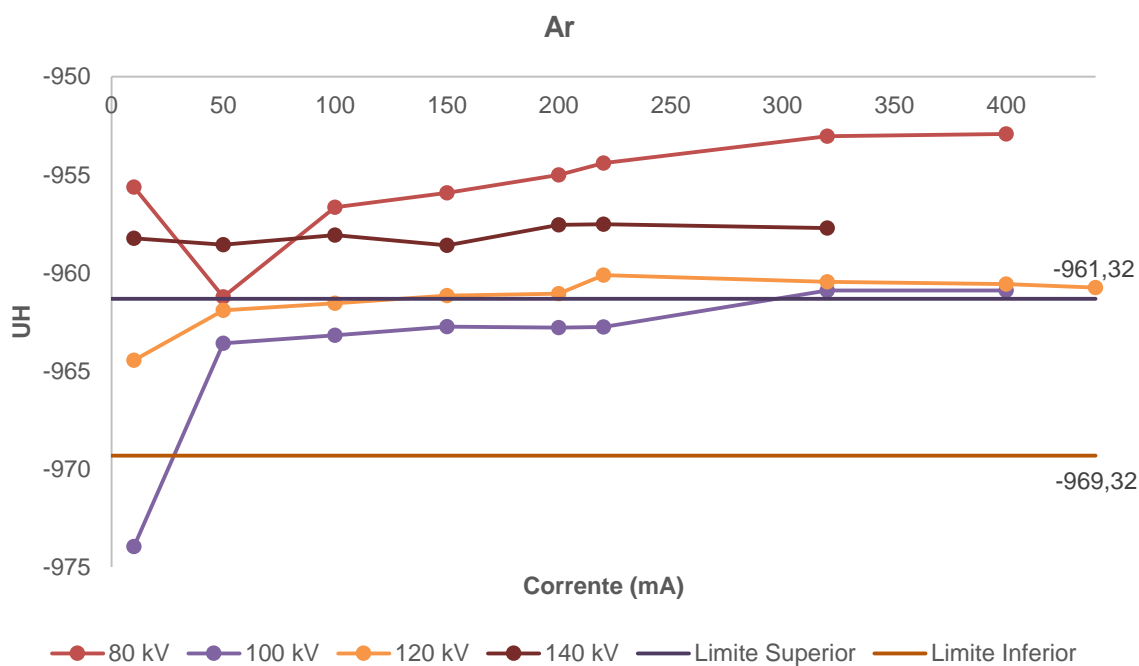


GRÁFICO 9 – UH para o Ar com o respetivo intervalo aceitável assinalado (-965,32±4 UH).

Da análise da Tabela 25 e dos gráficos anteriores, verifica-se um aumento das UH à medida que a tensão no tubo de Raio-X aumenta em todos os materiais, à exceção do

PTFE e do Ar. Portanto, o efeito da variação da tensão no tubo de Raio-X não foi eliminado pela utilização das UH, como é suposto.

Enquanto o DP do Ar foi de 1,2 UH, o do PTFE foi de 7,4 UH. Neste sentido, o Gráfico 10 foi elaborado com o objetivo de analisar com mais detalhe o efeito da tensão no tubo de Raio-X nos diferentes materiais do módulo sensitométrico do fantoma Pro-CT, mantendo a corrente constante (neste caso, 150 mA – valor do protocolo *standard*).

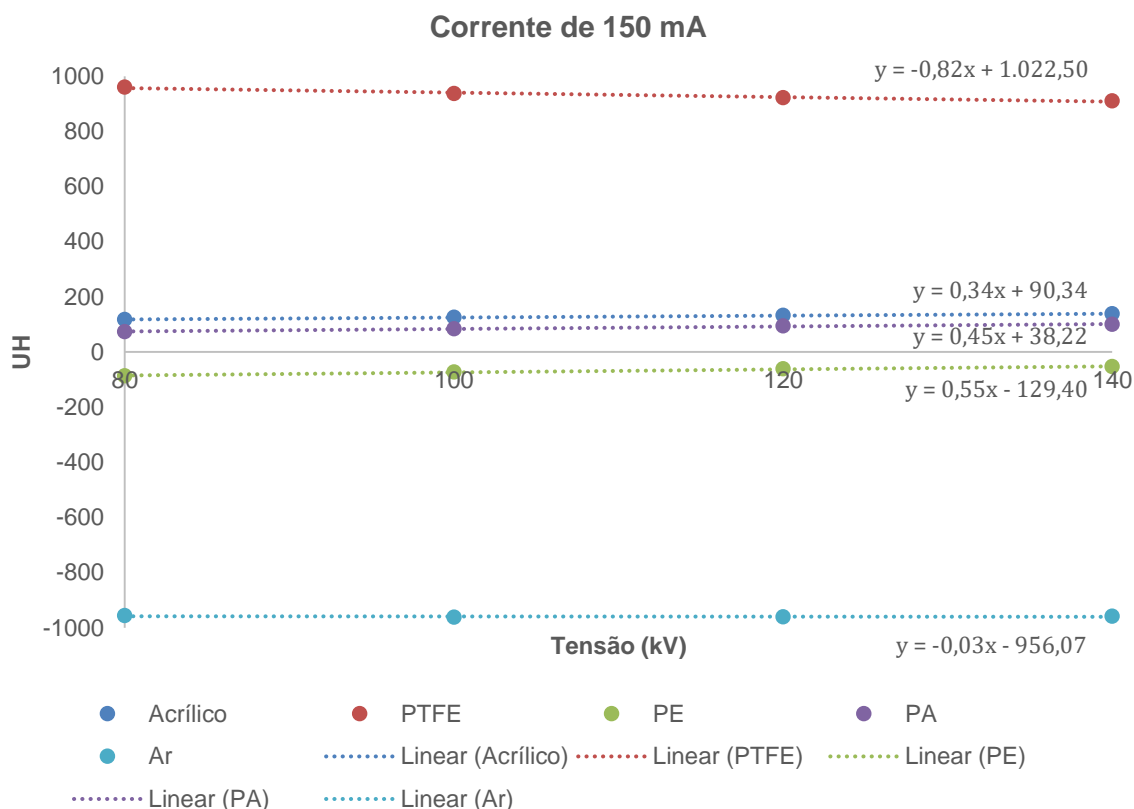


GRÁFICO 10 – Variação das UH, em cada amostra sensitométrica, com o incremento da tensão no tubo de Raio-X.

Como se pode verificar pelo declive das retas representadas no gráfico, o PTFE revelou um decréscimo das UH (por incremento da tensão no tubo de Raio-X) mais significativo, em comparação com o Ar – declive: -0,82 vs -0,03, respetivamente.

Estes resultados são justificados pelo facto de, em primeiro lugar, a exposição à radiação-X de elevada energia provocar a perda de resistência elétrica do polímero do PTFE. Em segundo lugar, para valores de tensão elevados são gerados fótons-X mais energéticos e, portanto, menos atenuados. Deste modo, os resultados são concordantes com os da literatura^{45,46,47}.

É de salientar a dependência da avaliação destes três indicadores de qualidade da imagem CT analisados (uniformidade, ruído e linearidade) do protocolo aplicado (que inclui o fantoma).

PARTE V – CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com a conclusão do estágio, colocam-se na lista de pontos positivos as atividades relativas à construção e implementação de uma Unidade de MN e a participação nos testes de aceitação de equipamentos da NEMA (tarefas de elevada relevância técnica às quais raramente se tem oportunidade de assistir).

Em adição, a elaboração de documentos com os procedimentos relativos ao equipamento PET/CT Discovery IQ™ e de folhetos informativos (destinados aos Técnicos de MN e pacientes, respetivamente) foi uma atividade interessante, que permitiu explorar a minha criatividade e capacidade de síntese, e que terá utilidade no dia-a-dia da Unidade de MNIM da IA.

No que diz respeito ao estudo experimental, para o teste de uniformidade, verificou-se homogeneidade nos números CT, de uma forma geral, sendo que a diferença identificada entre o fantoma QA e Pro-CT (80 keV) pode ser justificada pelo facto do material que constitui o fantoma Pro-CT ser mais atenuante em comparação com o material que forma o fantoma QA. Logo, é previsível que atenua facilmente as mais energias, como é o caso de uma tensão de 80 keV. Por outro lado, este efeito do endurecimento do feixe de Raio-X é mais notório no fantoma Pro-CT devido à sua dimensão (que é superior à do fantoma QA).

Quanto ao teste de ruído, para ambos os fantasmas, notou-se um decréscimo do ruído (portanto, uma melhoria da qualidade de imagem), à medida que se aumentavam os valores de tensão e corrente no tubo de Raio-X.

Por último, para o teste de linearidade, das cinco amostras sensitométricas, apenas o PTFE não registou um aumento das UH (resultado comprovado pelo declive da reta do PTFE no Gráfico 10). Tal resultado deve-se, por um lado, ao facto do polímero que forma este material, quando sujeito a radiação-X de elevada energia, perder a sua elasticidade; e, por outro lado, dos cinco materiais é o mais atenuante, pelo que irá atenuar desde as energias mais baixas (80 keV) até às mais elevadas (140 keV).

Inicialmente, o objetivo do estudo experimental era efetuar uma investigação utilizando o SUV para criar um mapa de SUVs dos vários órgãos do corpo humano, adaptado à PET/CT Discovery IQ™. Uma vez que durante o período de estágio não foi possível ter acesso ao ^{18}F -FDG, foi necessário reorientar o tema. Dada a disponibilidade da componente CT e dos fantasmas de CQ, achou-se pertinente e de interesse para a IA avaliar alguns indicadores de qualidade da imagem CT em função dos parâmetros (tensão

e corrente no tubo de Raio-X) do protocolo utilizado e compará-los com os valores de referência obtidos com um protocolo considerado *standard* (120 kV e 150 mA).

É de salientar que o trabalho experimental foi desenvolvido para a PET/CT Discovery IQ™ da GE®, pelo que os resultados obtidos não podem ser aplicados diretamente a outros sistemas PET/CT (geometria, filtragem do feixe de Raio-X, algoritmo de aquisição e reconstrução alteram consoante o equipamento). Para além das características do sistema híbrido também os próprios fantasmas utilizados constituem um fator de variabilidade nos resultados, o que foi amplamente demonstrado no estudo.

Gostaria de ter feito algo relacionado com o sistema PET/CT Discovery IQ™ num todo (pois, a minha área de formação base é a MN). Porém, aprofundei as características e funcionamento da CT, tomei conhecimento dos fatores que influenciam a dose (em particular tensão e corrente no tubo de Raio-X) e, ainda, pude aplicar os testes de uniformidade, ruído e linearidade, para os quais tive de realizar cálculos e trabalhar ferramentas que não utilizo frequentemente (Excel – cálculos e gráficos de dispersão).

Gostaria igualmente de ter assistido e participado no início das atividades clínicas nesta Unidade de MNIM da IA. Desejo, este, que ainda posso vir a realizar, pois a Lenitudes ofereceu a possibilidade de estar presente quando esse momento se concretizasse.

Considero que o tempo estabelecido foi suficiente para desenvolver o trabalho proposto, tendo a maioria dos objetivos propostos inicialmente sido cumprida, à exceção da integração e mobilização de conhecimentos técnicos adquiridos na formação inicial e pós-graduada num contexto prático. Isto porque (como já mencionado) a IA não iniciou as atividades clínicas na Unidade de MNIM durante o meu período de estágio.

Apesar de estar satisfeita com o trabalho realizado, reconheço que não foram analisados parâmetros que transmitem informações bastante relevantes, nomeadamente poderia ter tentado determinar quais os melhores valores para a tensão e corrente no tubo de Raio-X e confrontá-los com os valores presentes na literatura, salientando a necessidade de otimização para pacientes com superfícies corporais distintas (principalmente, pacientes obesos), considerando também o sexo e, no caso das mulheres, a influência do peito. Realço ainda outro aspeto fundamental que deveria ter sido estudado: a dose CT transferida para cada protocolo aplicado. Contudo, todas estas propostas podem ser consideradas como perspetivas futuras do estudo desenvolvido.

Em suma, a concretização do estágio curricular na Lenitudes Medical Center & Research veio enriquecer os meus conhecimentos a nível da tecnologia, nomeadamente da modalidade CT e do sistema híbrido PET/CT Discovery IQ™ da GE®, em particular, o seu método iterativo de reconstrução regularizada (Q.Clear®). Ao conhecimento

tecnológico acrescentam-se as questões legais relacionadas com a construção de uma Unidade de MN e processo de aceitação de equipamentos (da NEMA).

Deste modo, considero que o tema do relatório de estágio se enquadra nos objetivos de aprendizagem do Mestrado em Tecnologias da Imagem Médica, pois o Q.Clear® é um ótimo exemplo de uma inovadora ferramenta tecnológica que veio precisamente melhorar a qualidade de imagem PET, bem como a precisão e consistência da quantificação, enquanto o estudo experimental permitiu analisar a qualidade da imagem CT, através da uniformidade, ruído e linearidade.

Graças à evolução da tecnologia é possível ter acesso a informação que antes nos era impercetível pelas limitações das técnicas. Hoje, há que questionar o que sabemos até então, há que redescobrir e reaprender...

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ross S. White Paper Q.Clear. 2014:9.
3. Tarantola G, Zito F, Gerundini P. PET instrumentation and reconstruction algorithms in whole-body applications. *J Nucl Med*. 2003;44(5):756-769.
5. General Electric Company. *Optima CT540 Technical Reference Manual*.; 2015.
6. General Electric Company. *Discovery IQ Learning and Reference Guide*. Direction. Waukesha; 2014.
7. Saha G. *Basics of PET Imaging - Physics, Chemistry and Regulations*. 2nd ed. Springer; 2010.
8. Lonn A. White Paper Q . AC : Quantitation Achieved Consistently. 2013:9.
9. Entidade Reguladora da Saúde. *Acesso, Concorrência e Qualidade na Realização de Exames de Tomografia Por Emissão de Positrões (PETSCAN)*. Porto; 2013.
10. Karp JS, Daube-Witherspoon ME, Hoffman EJ, et al. Performance standards in positron emission tomography. *J Nucl Med*. 1991;12(32):2342-2350.
12. NEMA Standards Publication NU 2-2012. *NEMA NU 2: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs*.; 2013.
13. GE Healthcare. *DISCOVERY IQ NEMA Test Procedures, and Detector Performance Test*.; 2014.
14. NEMA Standards Publication NU 2-2001. *NEMA NU 2: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs*.; 2001.
15. Turkington TG. Introduction to PET instrumentation. *J Nucl Med Technol*. 2001;29(1):4-11.
16. Langner J. *Development of a Parallel Computing Optimized Head Movement Correction Method in Positron-Emission-Tomography*. 2003.
17. Murray I, Kalemis A, Glennon J, et al. Time-of-flight PET/CT using low-activity protocols : potential implications for cancer therapy monitoring. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2010;37:1643-1653. doi:10.1007/s00259-010-1466-5.
18. Christian PE, Waterstram-Rich KM. CT Physics and Instrumentation. In: Elsevier, ed. *Nuclear Medicine and PET/CT: Technology and Techniques*. 7th ed. Mosby; 2011:351-376.
20. Goldman LW. Principles of CT : Multislice CT. *J Nucl Med Technol*. 2008;36(2):57-68. doi:10.2967/jnmt.107.044826.
21. Goldman LW. Principles of CT and CT Technology*. *J Nucl Med Technol*. 2007;35(3):115-128. doi:10.2967/jnmt.107.042978.

22. Papathanassiou D, Bruna-Muraille C, Liehn JC, Nguyen TD, Curé H. Positron Emission Tomography in oncology: Present and future of PET and PET/CT. *Crit Rev Oncol Hematol*. 2009;72(3):239-254. doi:10.1016/j.critrevonc.2008.10.006.
23. Gollub MJ, Hong R, Sarasohn DM, Akhurst T. Limitations of CT During PET/CT. 2007;48(10):1583-1591. doi:10.2967/jnumed.107.043109.
24. Fahey F, Palmer M, Strauss K, Zimmerman R, Badawi R, Treves S. Dosimetry and Adequacy of CT-based Attenuation Correction for Pediatric PET: Phantom Study. *Radiology*. 2007;243(3):96-104.
25. Dennan S, Kane T, Vrigneaud J-M, et al. *Principles and Practice of PET/CT: Part 1: A Technologists Guide*. (Hogg P, Testanera G, eds.). EANM; 2010.
26. Shuman WP. Adaptive Iterative Reconstruction in CT : What Does It Do ? How Can I Use It ? 2010:35-37.
27. Janet M. Iterative Image Reconstruction Method (ASIR): Lowering CT Radiation Dose and Improving Image Quality. *Radiol Rounds*. 2009;7(10):3.
28. Cornfeld D, Israel G, Detroy E, et al. Impact of Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) on Radiation Dose and Image Quality in Aortic Dissection Studies: A Qualitative and Quantitative Analysis. *Vasc Interv Radiol*. 2011:336-340. doi:10.2214/AJR.10.4573.
29. Boellaard R, O'Doherty MJ, Weber W a., et al. FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging: Version 1.0. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2010;37(1):181-200. doi:10.1007/s00259-009-1297-4.
30. Elgazzar A. *The Pathophysiologic Basis of Nuclear Medicine*. 2nd ed. (Heilmann U, ed.). Springer; 2006.
31. Basu S, Zaidi H, Holm S, Alavi A. Quantitative Techniques in PET-CT Imaging. *Curr Med Imaging Rev*. 2011;7(3):216-233. doi:10.2174/157340511796411186.
32. Fletcher JW, Kinahan PE. PET/CT Standardized Uptake Values (SUVs) in Clinical Practice and Assessing Response to Therapy. *NIH Public Access*. 2010;31(6):496-505. doi:10.1053/j.sult.2010.10.001.PET/CT.
33. Boellaard R. Standards for PET image acquisition and quantitative data analysis. *J Nucl Med*. 2009;50 Suppl 1:11S - 20S. doi:10.2967/jnumed.108.057182.
34. Tan LTH, Ong KL. Semi-quantitative measurements of normal organs with variable metabolic activity on FDG PET imaging. *Ann Acad Med*. 2004;33(2):183-185.
35. Zincirkeser S, Sahin E, Halac M. Standardized Uptake Values of Normal Organs on 18 F-Fluorodeoxyglucose Positron Emission Tomography and Computed Tomography Imaging. *J Int Med Res*. 2007;35:231-236.

36. Stahl A, Ott K, Schwaiger M, Weber WA. Comparison of different SUV-based methods for monitoring cytotoxic therapy with FDG PET. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2004;31(11):1471-1479. doi:10.1007/s00259-004-1626-6.
37. Kelly MD, Declerck JM. SUVref : reducing reconstruction-dependent variation in PET SUV. *EJNMMI Res*. 2011;1(16):1-11.
38. Goldman LW. Principles of CT : Radiation Dose and Image Quality. *J Nucl Med Technol*. 2007;35(4):213-225. doi:10.2967/jnmt.106.037846.
39. Xia T, Alessio AM, Man B De, Manjeshwar R, Asma E, Kinahan PE. Ultra-low dose CR attenuation correction for PET/CT. *Phys Med Biol*. 2013;57(2):309-328. doi:10.1088/0031-9155/57/2/309.Ultra-low.
40. Afonso A, Nunes C. *Estatística e Probabilidades. Aplicações e Soluções em SPSS*. Lisboa: Escolar Editora; 2011.
41. Judy PF, Balter S, Bassano D. Phantoms for Performance Evaluation and Quality Assurance of CT Scanners. Chicago; 1977.
42. Butker EK, Loo LD, Salter BJ. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed- tomography-simulation process : Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No . 66. *Am Assoc Phys Med*. 2003;30(10):2762-2792. doi:10.1118/1.1609271.
43. Pro-Project. Guide CR. 1991:16.
44. Pro-Project. Pro-CT phantom - User Manual. :22.
46. Rhee DJ, Kim S, Jeong DH, Moon YM, Kim JK. Effects of the difference in tube voltage of the CT scanner on dose calculation. :1-14.
47. Cropp RJ, Seslija P, Tso D, Thakur Y, Cropp RJ. Scanner and kVp dependence of measured CT numbers in the ACR CT phantom. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14(6).

INFOGRAFIA

2. www.gehealthcare.com
4. www.lenitudesmedicalcenter.pt
11. www.nema.org
19. www.voer.edu.vn
45. www.agcchem.com

ANEXO I – *Checklist* Unidade de Medicina Nuclear e Imagem
Molecular

I. Normas genéricas de localização, construção, segurança e privacidade

Descrição	✓ □ / X □ / NA	Observações
Localização adequada*	✓	Tipo 1: Não pode estar localizada em prédios de habitação ou serviços
Ordem crescente de A	✓	
Duas zonas: ativa** e não ativa	✓	
Construção sem barreiras arquitetónicas	✓	
Sinalética compreendida pelos utentes	✓	
Acabamentos que permitam manutenção de higienização	✓	
Lavatório torneira não manual (todos compartimentos onde haja prestação de cuidados de saúde)	X	- Salas de equipamento e injeção PET sem lavatório - Sala de injeção CG demora muito a desligar
Parede junto do lavatório: material impermeável e de fácil higienização	✓	
Instalações técnicas, de armazenamento de fluídos inflamáveis ou perigosos e de gases medicinais nas condições de segurança legalmente impostas	NA	
Corredores e demais circulações horizontais com <u>altura livre do pavimento ao teto</u> de 2,40 m (mínimo)	✓	
Corredores destinados a circulação de camas e macas 2,20 m de largura útil (mínimo)	✓	
Bolsas que permitam o cruzamento de camas, corredores 1,80 m de largura útil (mínimo)	✓	
Corredores destinados a circulação de macas 1,40 m de largura útil (mínimo)	✓	
Portas utilizadas na passagem de macas e camas 1,40 m de largura útil (mínimo)	✓	
Dispor de espaços adequados à ocupação e manobrabilidade das camas nas salas de exame em Unidades de internamento	NA	
Equipamentos de suporte vital e emergência acessíveis e funcionais (objeto de ensaios regulares documentados)	✓	
Sistemas de retenção para decaimento de resíduos radioativos, caso a Unidade de MN realize terapia com internamento	NA	
Zona de armazenamento de medicamentos inacessível aos doentes, identificada e com monitorização das condições de temperatura e humidade	✓	
Zona de armazenamento de resíduos hospitalares e radioativos segura e que previna contaminações	✓	
Adequada proteção contra radiações ionizantes e cumprimento da legislação em vigor	✓	

* Classificação das instalações em termos de risco

A ponderada (GBq)	Tipo de risco	Classificação da instalação
A > 50	Elevado	Tipo 1
0,05 < A < 50	Médio	Tipo 2
A < 0,05	Reduzido	Tipo 3

** A zona ativa engloba:

a) Área laboratorial (preparação e manipulação dos RFs)

Zona limpa

Descrição	✓ □ / X □ / NA	Observações
Sistema de ventilação que mantenha as condições de subpressão relativamente às áreas contíguas	✓	
Zona de trabalho confinada***	✓	

*** Câmara de fluxo laminar com exaustão que assegure assepsia e proteção radiológica, do seguinte modo: o ar deve ser introduzido através de um filtro eficiente para micropartículas, descarregado por pressão negativa, e de forma a evitar que a contaminação radioativa seja dirigida ao operador. Por outro lado, na manipulação de produtos gasosos ou voláteis radioativos, a exaustão do ar deve ser completa e a depuração por meio de carvão ativado.

Zona asséptica (exposição de produtos esterilizados ao meio ambiente)

Descrição	✓ □ / X □ / NA	Observações
Entrada de ar por um filtro de partículas de alta eficiência (renovação do ar 10 vezes/hora, mínimo)	✓	
Condições de subpressão relativamente às áreas contíguas	✓	
Zona de trabalho confinada (igual à zona limpa)	✓	
Para determinados procedimentos poderá ser uma zona de trabalho totalmente fechada e com manipulação através da caixa de luvas, integrada numa zona limpa	X	

b) Área de transição

Descrição	✓ □ / X □ / NA	Observações
Lavatório com água quente e fria	X	Apenas fria
Armários separados: vestiário normal vs de trabalho	NA	Armários presentes nos vestiários do pessoal
Aparelho de deteção de contaminação	✓	
Chuveiro	✓	
Outros meios necessários à descontaminação das pessoas	✓	
Em instituições do Tipo 1, esta área deve ser uma sala	✓	

c) Área de administração de RFs

Descrição	✓ □ / X □ / NA	Observações
Contígua ao laboratório de distribuição	✓	

d) Áreas reservadas a pacientes

Descrição	✓ □ / X □ / NA	Observações
Número suficiente de salas para pacientes injetados (2m ² /doente)	✓	
Instalações sanitárias para pacientes injetados com zonas distintas para homens e mulheres	✓ / X	Não existem zonas distintas para homens e mulheres

e) Área de imagiologia

Descrição	✓ □ / X □ / NA	Observações
1 equipamento de imagem/sala	✓	
Isolamento que evite a penetração de radiações provenientes de áreas adjacentes	✓	
Condições ambientais de temperatura e humidade exigidas pelos equipamentos asseguradas por um sistema de ar condicionado	✓	
Zona reservada ao operador, junto da consola de aquisição e processamento, protegida por um anteparo adequado	✓	Sala própria
Lavatórios para os operadores	X □	
Vestiários para pacientes na sala ou área de acesso	✓	

f) Áreas de equipamento de contagem

Descrição	✓ □ / X □ / NA	Observações
Esta área deverá existir caso a instalação desenvolva atividades que exijam equipamentos de deteção e medidas <i>in vitro</i>	✓	
Se a instalação desenvolver provas funcionais sem imagem, deve dispor de sala própria para a contagem <i>in vivo</i>	NA	

g) Área de receção, abertura e armazenamento de produtos radioativos

Descrição	✓ □ / X □ / NA	Observações
Localizada junto aos laboratórios/ quartos de internamento	✓ / NA	
Cofres para substâncias radioativas	✓	
Frigorífico com fechadura	✓	Terá futuramente
Ventilação (substâncias que libertem gases ou vapores radioativos)	✓	
Dispositivos de proteção contra os riscos de irradiação externa (barreiras de proteção) e de contaminação radioativa (tabuleiros para recipientes de soluções radioativas)	✓	
Estantes ou armários para material contaminado	✓	

h) Área de resíduos radioativos

Descrição	✓ □ / X □ / NA	Observações
Contentores destinados à retenção temporária para declínio radioativo de resíduos e produtos biológicos radioativos (estado sólido e líquido)	X	Bioboxes para materiais no estado sólido e líquido. Este último->seringas->tratado como sólido

Os ditos contentores devem ter a capacidade suficiente para garantir os limites de carga, nomeadamente:

Para resíduos sólidos: A a eliminar de cada vez não pode exceder 370 kBq num volume de lixo não inferior a 0,1 m³ e não pode incluir nenhum artigo com A > 3,7 kBq.

Para resíduos líquidos: em sistemas de esgoto sanitário, as concentrações médias (calculadas com base no caudal mínimo garantido do sistema de esgoto na zona que serve a instalação) deverão respeitar os seguintes limites:

- Concentrações médias **anuais** não deverão exceder o triplo da concentração de referência C^R apropriada;
- Concentrações médias **mensais** não deverão exceder 15 vezes C^R;
- Concentrações médias **diárias** não deverão exceder 60 vezes C^R.

em que C^R representa a concentração de referência em efluentes líquidos radioativos e, para ser calculada, deve ter em conta que para a população em geral, a dose eficaz (E) recebida (via ingestão) por um indivíduo do grupo etário g , é determinada de acordo com a seguinte fórmula:

$$E = \sum_j h(g)_{j,ing} \times J_{j,ing}$$

onde $h(g)_{j,ing}$ é a dose eficaz comprometida, por unidade de absorção (via ingestão) para o RN j ($Sv \times Bq^{-1}$), por indivíduo pertencente ao grupo etário g ; e $J_{j,ing}$ é a incorporação resultante da ingestão do RN j (Bq).

A E recebida por um indivíduo do grupo etário g não deve ultrapassar 0,1 mSv/ano.

i) Área de lavagem de material de laboratório (NA)

Descrição	✓ □ / X □ / NA	Observações
Sistemas de esgotos:		
- Ligado diretamente ao esgoto principal (máxima diluição dos resíduos líquidos radioativos)	-	
- Tubagens horizontais com alto fluxo de água, devem ser reduzidas em número e extensão	-	
- Tanque de retenção (instalações do Tipo 1)	-	
Acabamento de superfícies:		
- Pavimento impermeável, coberto por uma folha contínua ou soldada de material, prolongando-se pelas paredes até cerca de 10 cm de altura	-	
- Paredes com tinta lavável de cores claras	-	
Superfícies de trabalho:		
- Bancadas fixas e revestidas de material não poroso, sem juntas, resistente ao calor e produtos químicos e capazes de suportar cargas elevadas (500 Kg/m^2)	-	
- Lavatórios em peça única, de material não poroso e ligados diretamente ao esgoto principal dos tanques de retenção	-	
- Torneiras acionadas pelo pulso ou pé	-	
- Mobiliário de material de limpeza fácil (apenas o indispensável)	-	

II. Compartimentos a considerar

Compartimentos	Área útil mínima (m^2)	Largura mínima (m)	✓ □ / X □ / NA	Observações
Receção				
Espera				
Espera de acamados				
Instalação sanitária de público				
Vestiários de doentes				
Gabinete de consulta	12	2,60	X	9,41 m^2 2,18 m
Tratamentos	14		NA	
Espera de doentes injetados	2/doente		✓	PET:29,04 m^2 CG:24,91 m^2

Instalação sanitária exclusiva da sala de espera de doentes injetados			
Preparação de PET	4/posto	✓	
PET/CT	30	✓	44,17 m ²
Comando			
CG	30	✓	32,12 m ²
Vestiário de doentes			
Provas de esforço	15	✓	19,77 m ²
Radiofarmácia			
Gabinete			Facultativo
Sala para o pessoal			Facultativo
Vestiário para o pessoal			C/ cacifos
Instalação sanitária do pessoal			
Sujos e despejos	3	✓	5,37 m ²
Desinfecção zona de desinfecção			
Desinfecção zona limpa*			
Roupa limpa			Arrumação: armário/estante/carro
Material de uso clínico			Arrumação: armário/estante/carro
Material de consumo			Arrumação: armário/estante/carro
Equipamento			
Material de limpeza			
Armazenamento de resíduos radioativos			

*Separada da zona de desinfecção por divisória integral até ao teto (ou teto falso), podendo existir uma porta de comunicação

Área de acolhimento	Área clínica/técnica	Área de pessoal	Área logística

III. Condições internas e caracterização das unidades de tratamento de ar

Compartimentos	Tratamento	Ar novo	Temperatura (°C)	Extração	Sobrepresão/ Subpressão	✓ <input type="checkbox"/> / X <input type="checkbox"/> / NA <input type="checkbox"/>	Obs.
Espera de acamados	VC/IU	** (1)	20-25	Sim, forçada (2)	-	✓ <input type="checkbox"/>	
Tratamentos	VC/IU	** (1)	22-25	Sim, forçada (2)	Subpressão	NA <input type="checkbox"/>	
Espera de doentes injetados	VC/IU	** (1)	20-25	Sim, forçada (2)	-	✓ <input type="checkbox"/>	
- PET/CT - CG - Preparação e repouso - Provas de esforço	VC/UI	** (1)	22-25	Sim, forçada (2)	-	✓ <input type="checkbox"/>	
Radiofarmácia	UTA e Ventilador específico	30 m ³ /h.p	20-25	Sim, forçada (1), (2) e (3)	Subpressão	✓ <input type="checkbox"/>	

VC/IU – Ventiloinventores/*Induction Unit* (unidade de indução)

**** (1)** Obrigatório prever sistemas de extração generalizados. O sistema “sujos” deverá ser independente do “limpos”. Para os caudais mínimos de ar novo aplica-se a legislação em vigor

- (1) Todas as UTA e UTAN deverão ser dotadas de módulo de pré-filtragem EU5 e de módulo de filtragem EU7 ou EU9
- (2) Obrigatório prever sistemas de extração generalizados. O sistema “sujeitos” deverá ser independente do “limpos”
- (3) As câmaras de fluxo laminar instaladas nas salas de radiofarmácia requerem admissão e rejeição de ar privativos

IV. Sistemas de extração forçada de ar em salas de apoio com eventual ambiente poluído

Compartimentos	Taxa de extração de ar (ren/h)	✓ <input type="checkbox"/> / X <input type="checkbox"/> / NA	Observações
Sala de sujos e despejos	10	✓ <input type="checkbox"/>	
Instalações sanitárias	10	✓ <input type="checkbox"/>	
Salas de produtos radioativos	10-20	✓ <input type="checkbox"/>	

V. Gases medicinais e aspiração

Número mínimo de tomadas a considerar:

					Ar comprimido respirável		✓ <input type="checkbox"/> / X <input type="checkbox"/> / NA	Obs.
Compartimentos	O ₂	CO ₂	N ₂ O	Aspiração (vácuo)	300 kPa	700 kPa		
Espera de acamados	1/posto	-	-	1/posto	1/posto	-	✓ <input type="checkbox"/>	
Provas de esforço	1/sala	-	-	1/sala	1/sala	-	✓ <input type="checkbox"/>	
Tratamentos	1/sala	-	-	1/sala	1/sala	-	NA	
PET/CT	1/sala	-	1/sala	1/sala	1/sala	-	✓ <input type="checkbox"/>	
CG	1/sala	-	1/sala	1/sala	1/sala	-	✓ <input type="checkbox"/>	

Descrição	✓ <input type="checkbox"/> / X <input type="checkbox"/> / NA	Observações
Central de vácuo fisicamente separada das restantes, com extração do sistema situada a 3 m (mínimo) acima das admissões de ar próximas	✓	
Se ar comprimido respirável produzido por compressores, central deve ser fisicamente separada das restantes	✓	
Todas as centrais com fonte primária, secundária e de reserva: comutação automática	✓	
Tomadas de duplo fecho, não intermutáveis de fluido para fluido	✓ <input type="checkbox"/>	
Tubo de poliamida apenas nas calhas técnicas, suportes de teto e colunas de teto, quando integrado pelo fabricante e acompanhado do respetivo certificado CE medicinal	✓	
Tomadas para extração de gases anestésicos em todos os pontos de utilização de N ₂ O (sistema de extração próprio)	✓ <input type="checkbox"/>	

VI. Equipamentos de desinfecção e esterilização

Descrição	✓ <input type="checkbox"/> / X <input type="checkbox"/> / NA	Observações
Artigos descartáveis exclusivamente	✓	
Artigos esterilizados em entidade externa certificada	NA	
Artigos esterilizados em serviço interno de esterilização para parte ou totalidade das necessidades da Unidade de Saúde	NA	
Artigos esterilizados em serviço central de esterilização	NA	
Manipulação, recolha e transporte de artigos potencialmente contaminados em caixas ou carros fechados para a área de descontaminação	✓	

VII. Instalações e equipamentos elétricos

Compartimentos	Sinalização de chamada e alarme	SOS*	SOS	Energia s/ interrupção	✓ <input type="checkbox"/> / X <input type="checkbox"/> / NA	Obs.
Receção	-	Facultativo	Facultativo	-	✓ <input type="checkbox"/>	
Espera	-	Facultativo	-	-	✓ <input type="checkbox"/>	
Espera de acamados	Obrigatório	Obrigatório	Obrigatório	-	✓ <input type="checkbox"/>	
Instalação sanitária de público	-	Obrigatório	-	-	✓ <input type="checkbox"/>	
Gabinete de consulta	-	Facultativo	Facultativo	-	✓ <input type="checkbox"/>	
Tratamentos	-	Obrigatório	Obrigatório	-	NA	
Espera de doentes injetados	Obrigatório	Obrigatório	Obrigatório	-	✓ <input type="checkbox"/>	
PET/CT	*	Obrigatório	Facultativo	-	✓ <input type="checkbox"/>	
Comando e controlo	-	Obrigatório	Obrigatório	Obrigatório	✓ <input type="checkbox"/>	
CG	*	Obrigatório	Facultativo	-	✓ <input type="checkbox"/>	
Preparação e repouso	Obrigatório	Obrigatório	Obrigatório	-	✓ <input type="checkbox"/>	
Provas de esforço	Obrigatório	Obrigatório	Facultativo	-	✓ <input type="checkbox"/>	
Radiofarmácia	-	Obrigatório	Obrigatório	-	✓ <input type="checkbox"/>	

* Sistema de sinalização de impedimento de entrada na sala durante a realização do tratamento

Descrição	✓ / X / NA	Observações
Dispositivo de chamada e sinalizador luminoso para assegurar chamada de pessoal em serviço pelos doentes	✓ <input type="checkbox"/>	
Tomadas para ligação individual de todos os equipamentos em utilização simultânea (1 equipamento/tomada)	✓ <input type="checkbox"/>	
Tomada adicional para equipamento de limpeza	✓ <input type="checkbox"/>	
Ascensores com condições para se movimentarem até ao piso de entrada em caso de falha de energia elétrica	NA	
No mínimo, um elevador em funcionamento com alimentação de socorro e capacidade para transporte de doentes em cadeiras de rodas	NA	

VIII. Equipamento sanitário

Compartimentos	Equipamento sanitário	✓ □ / X □ / NA	Observações
Antecâmara	Lavatório (recomendável)	NA	
Cabine de retrete	Lavatório e bacia de retrete (1)	✓ □	
Gabinete de consulta	Lavatório (2)	✓ □	
Tratamentos	Tina de bancada (2)	NA	
Sala de pessoal	Tina de bancada	X	
Antecâmara	Lavatório (recomendável)	NA	
Gabinete de retrete	Lavatório e bacia de retrete	✓ □	
Radiofarmácia	Lavatório (2)	✓ □	
Sujos e despejos	Lavatório (2), pia hospitalar	✓ □	
Desinfecção	Lavatório (2) e tina de bancada (2)	✓ □	Torneira de comando manual

(1) Com acessórios para pessoas com mobilidade condicionada

(2) Com torneira de comando não manual

Instalações sanitárias públicas	Instalações sanitárias de pessoal

IX. Equipamento médico e geral

Compartimentos	Equipamento médico e geral	✓ □ / X □ / NA	Observações
Gabinete de consultas	- Estetoscópio - Esfigmomanômetro - Catre - Balança		Ainda não tem
Tratamentos	- Candeeiro de observação - Catre	NA	
PET/CT*	- PET/CT	✓	
CG*	- CG	✓	
Preparação e repouso	- Maple <i>relax</i>	✓	
Provas de esforço	- Sistema de provas de esforço Carro de emergência com: - Monitor/desfibrilhador - Aspiração - Material de intubação traqueal - Equipamento de ventilação manual - Bala de oxigênio - Tábua e fármacos de reanimação	✓	Ainda não tem
Radiofarmácia	- Câmara de fluxo laminar (c/ estação de trabalho para radioisótopos) - Calibrador de radioisótopos - Monitor de contaminação - Contador de cintilação gama - Centrífuga - Balança de precisão	✓ ✓ ✓ NA ✓ ✓	

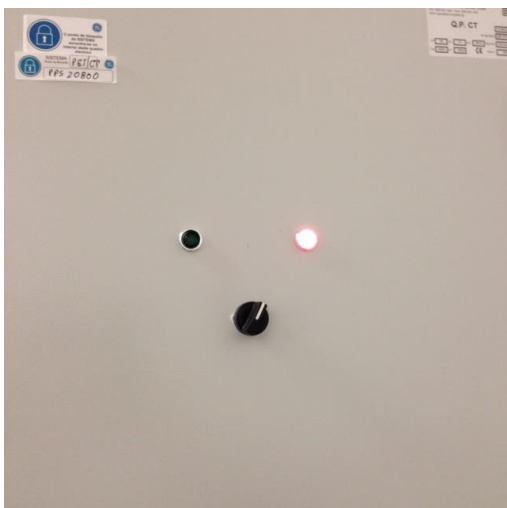
* Consola de comando e estação de processamento em sala própria

ANEXO II – Procedimientos

LIGAR/DESLIGAR A PET/CT DISCOVERY IQ™

1. Equipamento sem energia

1.1. Se necessário, ligar a gantry em A1 *Disconnect Panel*.



Desligado



Ligado

1.2. Seguir o procedimento do ponto seguinte (2. Ligar o equipamento).

Nota: esperar pelo menos 2 horas antes de efetuar o “Daily Tube Warm-up”.

2. Ligar o equipamento

2.1. Premir botão “Power” da consola.



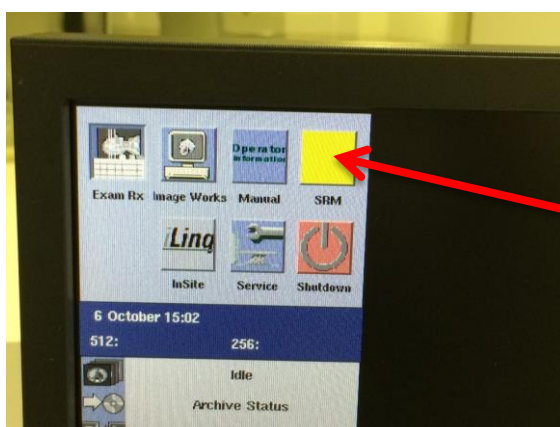
(Ecrã pisca e visualizam-se mensagens de como o sistema foi iniciado, correndo as sequências de abertura)

2.2. **Se o sistema estiver a iniciar depois de um corte de energia**, premir botão “Reset” no painel de controlo da gantry.



(Indicador ao lado do botão “Reset” pisca, abrindo um aviso: “The Xray and Drive power is disabled. Please walk into the scan room and press the Reset button on the Gantry Control Panel” -> **OK**)

2.3. Esperar que o System Readiness Monitor – SRM – fique verde.



Tem de estar verde!!

3. Reiniciar o equipamento (pelo menos uma vez a cada 24 horas)

3.1. Clicar “Shutdown” no lado direito do monitor para abrir a seguinte janela:

Shutdown the System?	
Restart	
Shutdown	
Energy Saving Mode	
OK	Cancel

(Sistema mostra uma série de menus e mensagens durante o processo de reiniciação)

3.2. Introduzir nome e palavra-chave do utilizador.

3.3. Esperar que o SRM fique verde.

4. Desligar o equipamento

4.1. Clicar “*Shutdown*” no lado direito do monitor para abrir a seguinte janela:

Shutdown the System?	
Restart	
Shutdown	
Energy Saving Mode	
OK	Cancel

(Assim que completar o processo de *shutdown* com sucesso -> “*System Halted*”)

4.2. Premir botão “*Power*” da consola.

Nota: se o objetivo for reiniciar novamente o sistema, esperar 3 minutos antes de ligar a consola.

4.3. Para cortar a energia do equipamento por completo, desligar em A1 *Disconnect Panel*.

CONTROLO DE QUALIDADE DIÁRIO DA PET/CT DISCOVERY IQ™

1. Ligar o equipamento.
2. Verificar a temperatura e a humidade dentro da sala do equipamento. Registrar.
3. Fazer uma verificação física às tampas da *gantry* e ao sistema de suporte do paciente (mesa): inspecionar defeitos mecânicos ou outros que podem comprometer a segurança do paciente ou dos trabalhadores.
4. **Tube Warm-up:**
 - 4.1. Assegurar de que a sala está vazia.
 - 4.2. Clicar em “Daily Preparation” -> “Tube Warm-up” -> “Accept and Run Tube Warm-up”.

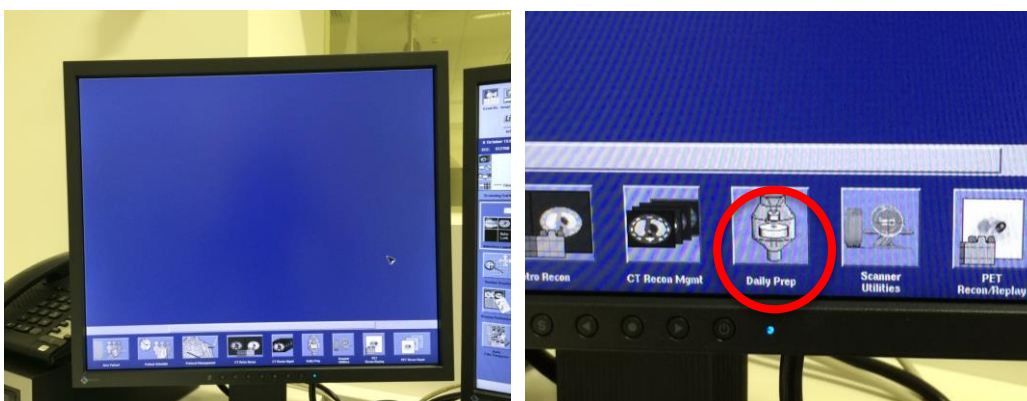
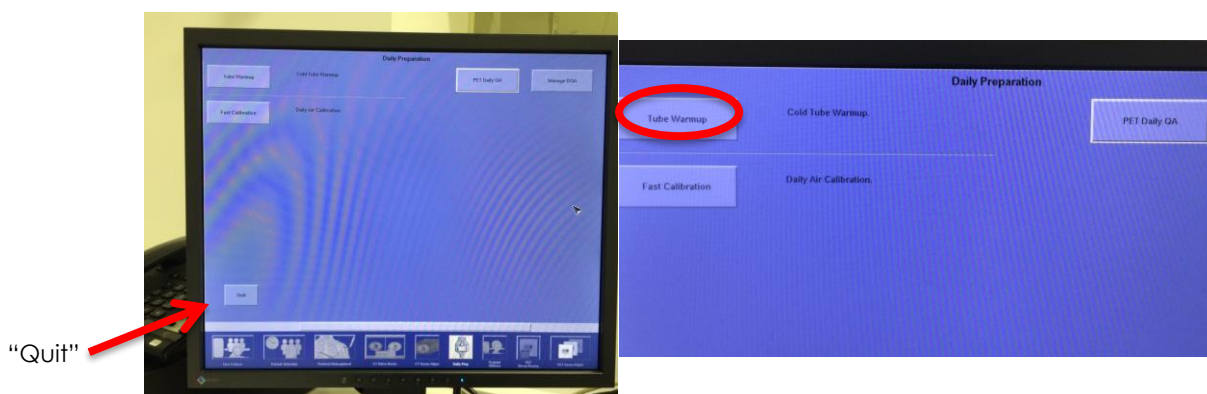


Figura 1: Ambiente inicial (à esquerda) e ícone “Daily Preparation” na barra inferior (à direita).



6. *PET Daily Quality Assurance (DQA):*

6.1. Remover todos os fantasmas e extensores da mesa, bem como limpar a sala de fontes radioativas.

6.2. Clicar em “Daily Preparation” -> “PET Daily QA” -> “Take Current Reading”.

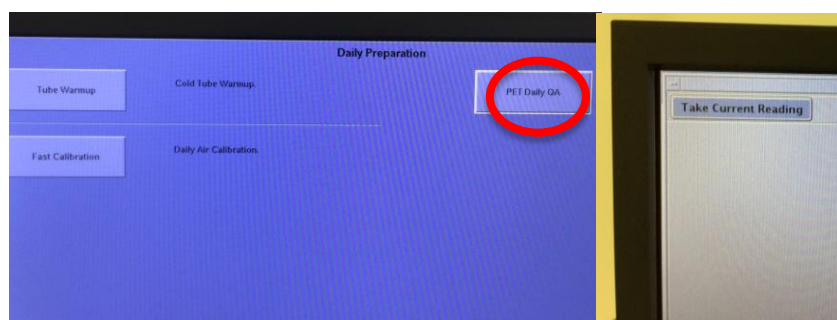


Figura 5: Menu “Daily Preparation”, CQ diário “PET Daily QA” (à esquerda) e “Take Current Reading” (à direita) que emite a mensagem da Figura 6.

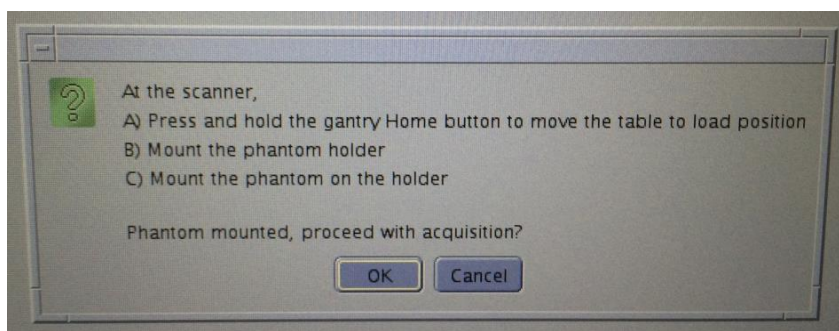


Figura 6: Mensagem que surge após clicar em “Take Current Reading”, com instruções de montagem do fantoma.

6.3. Depois de clicar em “Take Current Reading”, o *Calibration-mode indicator* LED na *gantry* ilumina-se e pisca, indicando que, ao premir o botão “Home”, a mesa irá mover-se para a posição do fantoma.

6.4. Premir e segurar o botão “Home” até a mesa parar de mover e a luz do indicador da interface ligar.



Figura 7: Botão “Home”.

(A elevação da mesa alcança a elevação de calibração, **não** sendo necessários quaisquer ajustes manuais)

6.5. Colocar o suporte do fantoma DQA e o próprio.

(O fantoma contém uma fonte de ^{68}Ge e é **posicionado automaticamente**, não sendo preciso alinhar com o laser)

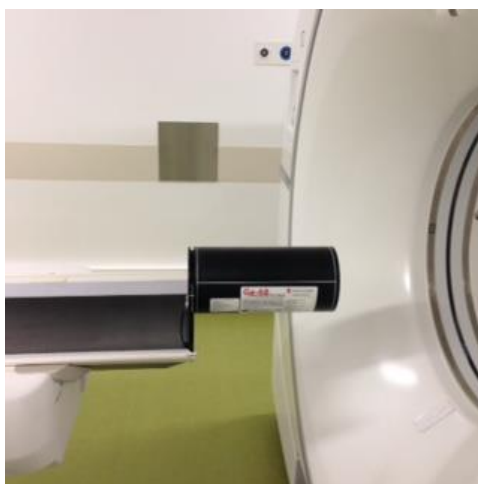


Figura 8: Suporte posicionado na mesa com fantoma DQA.

6.6. Retornar à sala de consola.

6.7. Clicar em “OK” para continuar com o procedimento.

Nota: Caso a opção “OK” não se efetue em 30 minutos, a mensagem “*Take Current Reading*” pode surgir novamente.

6.8. Premir botão “*Move to Scan*” quando começar a piscar.

(Desloca a mesa com o fantoma até ao isocentro do campo de visão da PET. O teste continua com quatro aquisições, sendo o seu processo registado pelas caixas verdes no canto inferior esquerdo do monitor)

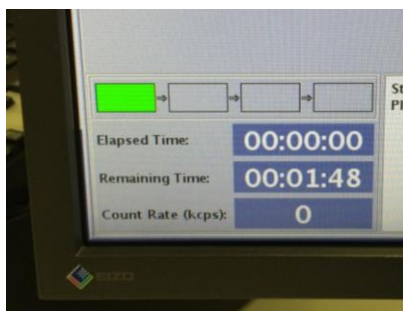
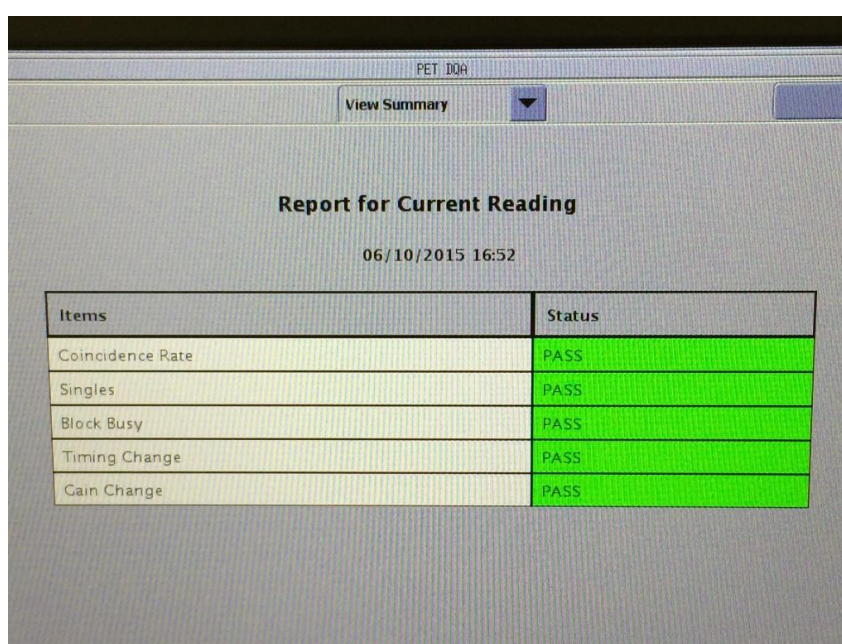


Figura 9: Caixas que indicam a fase de aquisição.

6.9. Premir botão “*Start Scan*” quando começar a piscar, desligando-se o *Calibration-mode indicator* LED na *gantry*.

6.10. Enquanto decorre a aquisição, verificar a hora do equipamento, calibrador de doses e da Unidade de MN. Sincronizar.

6.11. Ao terminar a aquisição, surge a janela “*View Summary*” com os vários parâmetros testados (*Coincidence Rate*, *Singles*, *Block Busy*, *Timing Change* e *Gain Change*) e a indicação de “PASS” ou “FAIL”.



The screenshot shows a software window titled 'PET DQA' with a 'View Summary' button. Below the button, the text 'Report for Current Reading' is displayed, followed by the date and time '06/10/2015 16:52'. A table with two columns, 'Items' and 'Status', lists five parameters: Coincidence Rate, Singles, Block Busy, Timing Change, and Gain Change. All status values are 'PASS'.

Items	Status
Coincidence Rate	PASS
Singles	PASS
Block Busy	PASS
Timing Change	PASS
Gain Change	PASS

Figura 10: “Report for Current Reading” no “View Summary”.

6.12. Clicar na seta ao lado de “*View Summary*” -> “*View Data*” -> “*Graph for Current Reading*”.

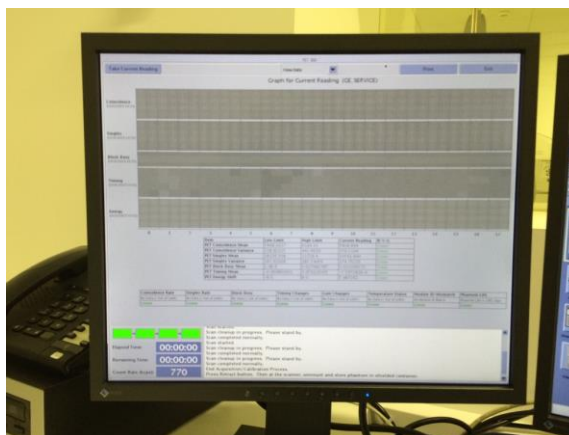
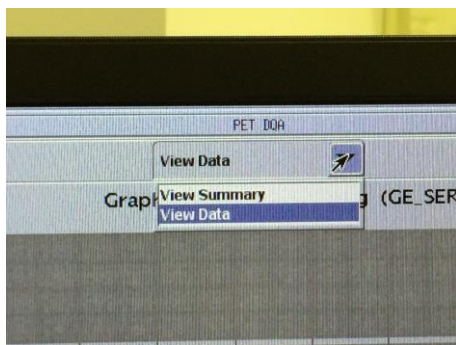


Figura 11: “Graph for Current Reading” (à direita).

(Gráficos de cada característica analisada que comparam os resultados com valores de referência. Também se visualizam tabelas com valores e indicadores verdes/amarelos/vermelhos)

6.13. Imprimir (opcional)

6.14. Premir o botão “Retract” da consola.



Figura 12: Botão “Retract” da consola.

(Move a mesa para a posição inicial com o fantoma)

6.15. Desmontar o fantoma e o respetivo suporte.

6.16. “Exit” -> “Quit”.

CONTROLO DE QUALIDADE SEMANAL DA PET/CT DISCOVERY IQ™

1. *Update Gain:*

1.1. Na barra do monitor esquerdo, clicar no ícon “*Scanner Utilities*”.

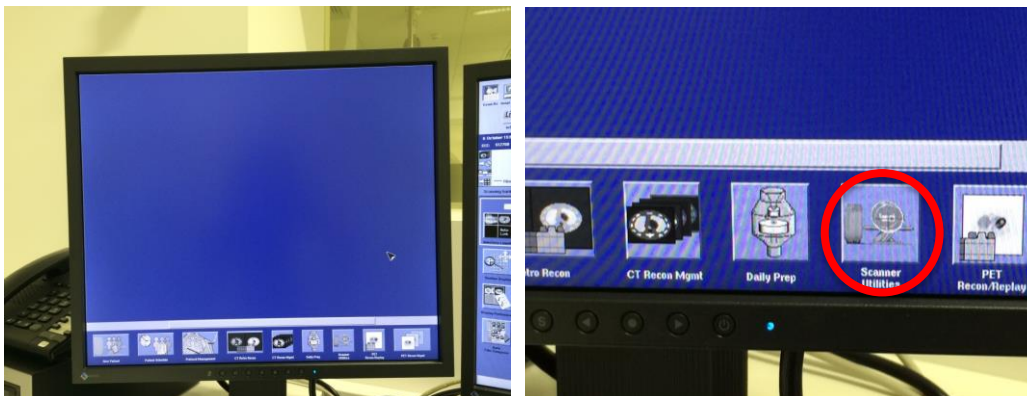


Figura 1: Ambiente inicial (à esquerda) e ícone “*Scanner Utilities*” na barra inferior (à direita).

1.2. Clicar em “*PET Calibration*”.

1.3. Clicar no botão ao lado do *Update Gain* para abrir um menu -> “*Update Gain*”.

(Abre a janela de *Update Gain* inicial. O sistema seleciona **automaticamente** os parâmetros corretos para a PET/CT Discovery IQ™)

1.4. Selecionar individualmente os módulos (opcional)

1.5. Rever os resultados antes de os aceitar (opcional)

1.6. Clicar em “*Start*” para iniciar a sequência em todos os módulos ou apenas nos selecionados.

(Surge uma mensagem com instruções de montagem do fantoma DQA – Figura 6 do procedimento de CQ diária. Seguir os mesmos passos)

1.7. Retornar à sala de consola.

1.8. Clicar em “OK” para continuar com o procedimento.

1.9. Premir botão “*Move to Scan*” quando começar a piscar.

(Desloca a mesa com o fantoma até ao isocentro do campo de visão da PET)

1.10. Premir botão “*Start Scan*” quando começar a piscar.

(O procedimento de *Update Gain* inicia, sendo o seu processo registado pelas caixas verdes no canto inferior esquerdo do monitor. Igual à Figura 9 do procedimento de CQ diário)

1.11. Quando termina a tarefa com sucesso, surge a mensagem “*The update gain calibration is completed*”.

(O ganho e a energia são guardados automaticamente pelo sistema: **Root Mean Square (RMS)** $\leq 1,5$ e **Maximum Peak Channel Error** ≤ 3)

1.12. "Exit" para fechar a janela de calibração PET.

2. **Coincidence Timing Correction (CTC):**

2.1. Novamente, na barra do monitor esquerdo, clicar no ícon "Scanner Utilities".

2.2. Clicar em "PET Calibration".

2.3. Na área de informação da calibração, clicar em "View Detail":

- Tipo de calibração: CTC
- Modo de aquisição: *Stop on Counts*
- "Without Review"

(Surge a mensagem "The CTC calibration is completed! All selected blocks are saved to the new ctc files" -> Informação CTC guardada)

2.4. "Start" (repetir a montagem do fantoma DQA)

2.5. Assegurar de que a sala está vazia -> "Yes".

2.6. Surge a mensagem "Save CTC acquisition list data?" -> "No".

2.7. Clicar em "Start Scan" para iniciar a aquisição.

(A caixa de tempo torna-se verde durante a CTC)

2.8. Avaliar os resultados:

- Desvio-Padrão: $\leq 0,27$
- Histograma: -1 e +1

2.9. "Exit" -> "Do you want to delete prior calibration files?" -> "Yes"/ "No" -> "Quit".

2.10. Botão "Retract" pisca, premir

(Mesa move-se para a posição inicial. Desmontar o fantoma e respetivo suporte)

CONTROLO DE QUALIDADE TRIMESTRAL DA PET/CT DISCOVERY IQ™

1. Normalização 3D:

- 1.1. Clicar no ícon “Exam Rx” do monitor direito.
- 1.2. Abrir estudo em “New Patient” (monitor esquerdo) e escrever no nome e ID do paciente “PETWCC3D”.
- 1.3. Selecionar o protocolo da GE “Normalization 68Ge Annulus”, clicando abaixo do corpo humano para abrir um menu com mais protocolos.
(Não alterar os parâmetros)
- 1.4. Introduzir a informação da etiqueta do fantoma na opção “Enter PET Tracer Info”: volume, atividade total e hora de preparação -> “Accept”.
- 1.5. Ao posicionar o fantoma DQA, alinhar o laser externo com a marca do fantoma.
- 1.6. Assegurar de que a sala está vazia -> “Confirm” -> botão “Move to Scan” da consola pisca, premir -> botão “Start Scan” pisca, premir -> “Next Series”.
- 1.7. Visualizar o topograma do fantoma em “Show Localizer”. Centrar o campo de aquisição, afastando-o dos limites do fantoma -> “Confirm” -> botão “Move to Scan” da consola pisca, premir -> botão “Start Scan” pisca, premir -> “PET” -> “Confirm” -> botão “Move to Scan” -> botão “Start Scan” -> “End Exam”.

2. Well Counter Correction (WCC) 3D:

- 2.1. Preencher o fantoma de correções de imagem com água limpa, deixando espaço suficiente para injetar atividade.
- 2.2. Rodar o fantoma para eliminar bolhas de ar (<10 mm não perturbam).
- 2.3. Sincronizar a hora do calibrador de doses com a do equipamento.
- 2.4. Preparar uma seringa com **20 MBq ¹⁸F-FDG**. Registar hora de preparação.
- 2.5. Injetar o conteúdo da seringa no fantoma e, de seguida, fazer a sua lavagem com água do fantoma. Medir atividade residual na seringa e registar hora da medição.
- 2.6. Completar o preenchimento do fantoma com água e selá-lo.
(Deixar uma pequena porção de ar para não ficar sobpressão)
- 2.7. Agitar para homogeneizar a atividade.
- 2.8. Realizar o seguinte cálculo:

$$\frac{\text{Atividade total} - \text{Atividade residual (MBq)}}{\text{Volume do fantoma WCC (5640 ml)}}$$

(Etiquetar o fantoma com estes dados)

2.9. Clicar no ícon “*Exam Rx*” (monitor direito).

2.10. Abrir estudo em “*New Patient*” (monitor esquerdo) e escrever no nome e ID do paciente “PETWCC3D”.

2.11. Introduzir a informação da etiqueta do fantoma na opção “*Enter PET Tracer Info*”: volume, atividade total (pré-seringa) e residual (pós-seringa) e hora das suas medições -> “*Accept*”.

2.12. Selecionar o protocolo da GE “*WCC FDG Flood*”, clicando abaixo do corpo humano para abrir um menu com mais protocolos.

(Não alterar os parâmetros)

2.13. Ao posicionar o fantoma, alinhar as marcas nos eixos axial, sagital e coronal com o laser. Marcar o zero com o laser externo.

2.14. Repetir os pontos 1.6. e 1.7.

3. Correção da Normalização e WCC 3D:

3.1. Clicar em “*Service*” no monitor direito -> “*PET*” -> “*Image Quality*” -> “*3D Normalization*” -> “*3D WCC Calculation*”

(Surge uma janela com a sensibilidade 3D e conjunto de imagens corrigidas para a atividade)

3.2. Selecionar o conjunto de imagens mais recente com a designação “*3DWCC FDG Flood*” -> “*OK*”.

3.3. Surge o Gráfico: Sensibilidade e Correção da Atividade -> “*Accept*”.

(Abre uma janela com a descrição das correções WCC -> “*Save*” -> surge a mensagem “*WCCC results stored in database*” -> “*OK*” para usar estas correções para todas as imagens)

3.4. Regressar ao ambiente “*Image Quality*” do servidor PET -> “*Cal Manager*”.

(Abre o conjunto de dados de calibração PET)

3.5. Clicar em “*Well Counter Calibration*” e “*Normalization*” para mostrar a informação correspondente.

3.6. Verificar as aquisições mais recentes de normalização e WCC 3D com a etiqueta “*true*”.

4. WCC vs Atividade conhecida do fantoma (realizar este procedimento após cada aquisição WCC):

4.1. Clicar em “*PET Recon/Replay*” -> “*PETWCC3D*” -> “*Select Series*” -> “*Recon Option*”:

- WC: “*Sensitivity & Activity*” -> “*Others*” (surge lista atual)
- Normalização: “*Others*” (surge lista atual) -> “OK”

4.2. Introduzir a descrição da série no respectivo campo -> “*Confirm*”.

4.3. Reconstruir a informação usando os mesmos parâmetros normalmente utilizados na informação do paciente -> “*Quit*”.

4.4. No início da aquisição PET, introduzir a atividade do radiofármaco e o volume do fantoma na fórmula do ponto 2.8.

4.5. Terminada a reconstrução -> “*Image Works*”.

4.6. Selecionar as séries CT e PET do fantoma -> “*Image QC*”.

(Aguardar o carregamento das imagens)

4.7. Selecionar as séries PET para abrir janela de visualização das mesmas.

4.8. Desenhar uma ROI de **120 mm** de diâmetro no centro do fantoma.

(“*My Tools*” -> símbolo da ROI -> na janela de estatística introduzir 120 no diâmetro vertical e horizontal)

4.9. **Comparar** a informação da ROI com a atividade conhecida injetada no fantoma ($\pm 10\%$).

ANEXO III – Folhetos Informativos

Neste anexo encontram-se presentes os seguintes folhetos informativos destinados aos pacientes:

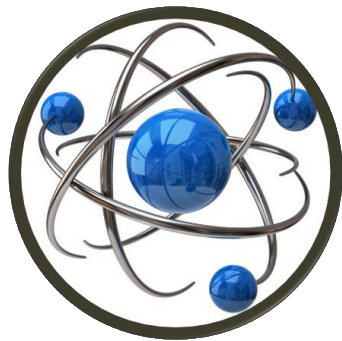
- 1 – Medicina Nuclear Convencional
- 2 – Cintigrafia Óssea
- 3 – Cintigrafia de Perfusão do Miocárdio
- 4 – Renograma
- 5 – Cintigrafia de Perfusão Cerebral
- 6 – DATScan
- 7 – PET/CT

O que é?

É uma especialidade médica que permite, por um lado, realizar exames imagiológicas para estudo de vários órgãos e sistema do corpo humano e acompanhar tratamentos em diversas áreas e, por outro lado, efetuar algumas terapias.

Analisa a distribuição do radiofármaco (nome dado ao produto administrado) no corpo, através da deteção da radiação emitida por equipamentos especializados que irão gerar imagens.

Esta especialidade médica permite diagnosticar e avaliar a extensão da doença, detetar precocemente a sua reativação e controlar a eficácia de alguns tratamentos.



*Apetece acreditar, ter esperanças,
confiar, amar a tudo e a todos.*

António Gedeão

 **Lenitudes
Medical Center & Research**

Morada: Rua Prof. Doutor Serafim Pinto
Guimarães, nº 222 | 4520-103 Espargo |
Sta. Maria da Feira

Telefone / Fax: +351 227 660 750

Email: geral@lenitudesmedicalcenter.pt

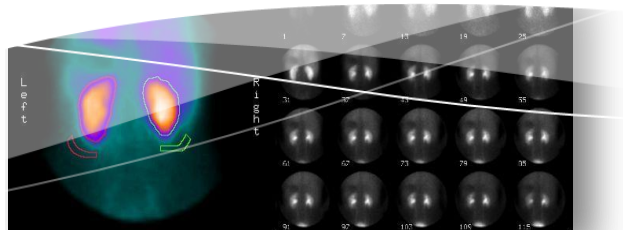
Medicina Nuclear E Imagem Molecular



Lenitudes – Medical Center & Research

Tipos de exame

- Cintigrafia Cardíaca
- Cintigrafia Óssea
- Cintigrafia Renal
- Cintigrafia da Tiróide
- Cintigrafia Pulmonar
- Cintigrafia Hepática
- Estudos Cintigráficos do Aparelho Digestivo



Atenção



O exame...

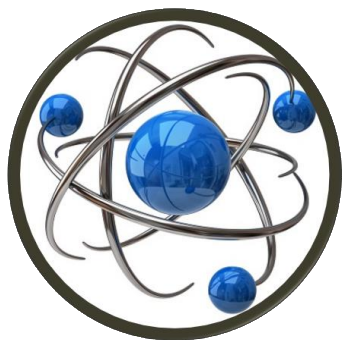
O que é?

A Cintigrafia Óssea deteta alterações fisiológicas que permitem a realização de um diagnóstico precoce, ao nível de problemas ósseos.

É um dos exames de Medicina Nuclear mais frequentes, dada a sua elevada sensibilidade.

Tem aplicação na deteção de artrites, neoplasias e metástases, lesões traumáticas e na avaliação da dor óssea inexplicável.

As imagens podem ser de corpo inteiro ou de uma determinada região, de modo a que a avaliação seja mais detalhada.



Apetece acreditar, ter esperanças,
confiar, amar a tudo e a todos.

António Gedeão

 **Lenitudes
Medical Center & Research**

Morada: Rua Prof. Doutor Serafim Pinto
Guimarães, nº 222 | 4520-103 Espargo |
Sta. Maria da Feira

Telefone / Fax: +351 227 660 750

Email: geral@lenitudesmedicalcenter.pt

Medicina Nuclear E Imagem Molecular

Cintigrafia Óssea



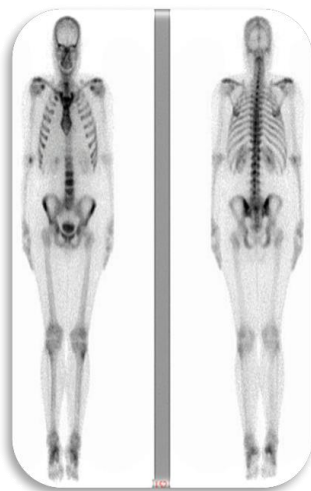
Lenitudes – Medical Center & Research

Preparação para o exame

- Informe o profissional de saúde em caso de **gravidez** ou possibilidade da mesma, ou ainda, em caso de **amamentação**;
- Aumente a ingestão de líquidos antes do exame para uma boa hidratação;
- **NÃO** é necessário vir em jejum;
- **NÃO** é necessário vir de bexiga cheia.



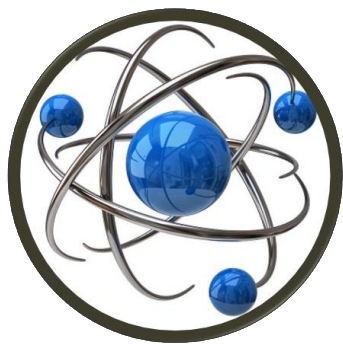
O exame...



O que é?

Se as artérias que fornecem nutrientes ao coração se tornarem parcialmente obstruídas ou estreitas pela acumulação de substâncias gordas, o coração pode não receber o sangue necessário para funcionar normalmente (Doença Coronária).

A Doença Coronária quando progride, pode fazer com que o coração não receba sangue suficiente quando está em esforço (por exemplo, ao realizar atividade física como a corrida). Tal provoca, muitas vezes, dor torácica. No entanto, pode haver doença sem dor. A Cintigrafia de Perfusão do Miocárdio (CPM) é um exame bastante útil na deteção desta doença.



Apetece acreditar, ter esperanças,
confiar, amar a tudo e a todos.

António Gedeão

 **Lenitudes**
Medical Center & Research

Morada: Rua Prof. Doutor Serafim Pinto
Guimarães, nº 222 | 4520-103 Espargo |
Sta. Maria da Feira

Telefone / Fax: +351 227 660 750

Email: geral@lenitudesmedicalcenter.pt

Medicina Nuclear E Imagem Molecular

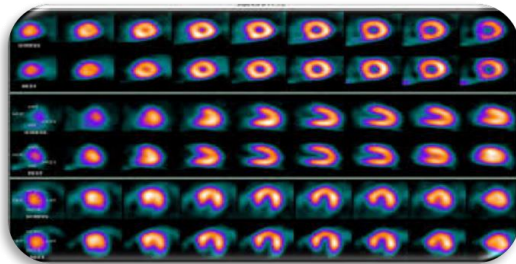
Cintigrafia de Perfusão do Miocárdio



Lenitudes – Medical Center & Research

Preparação para o exame

- Informe o profissional de saúde em caso de **gravidez** ou possibilidade da mesma, ou ainda, em caso de **amamentação**;
- Informe o médico sobre a sua medicação habitual;
- **JEJUM** de 4 a 6 horas antes do exame;
- **NÃO** tomar qualquer alimento ou bebida com cafeína, chá ou chocolate nas 24 horas antes do exame.



O exame...

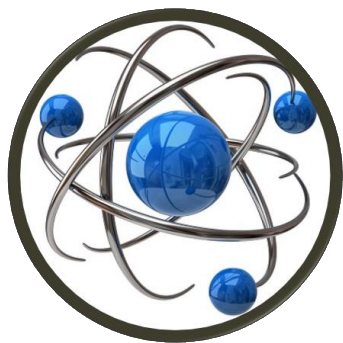


O que é?

O Renograma determina a função renal, isto é, a forma como cada rim filtra o sangue e como excreta a urina.

A necessidade de avaliar o estado funcional do aparelho urinário pode-se dever a várias razões: malformação congénita, infeção urinária, hipertensão arterial, dilatação renal, uropatia obstrutiva, entre outras.

A informação deste exame irá ajudar a que o diagnóstico seja mais completo e a decidir a melhor terapêutica, avaliar a evolução da maturidade do aparelho urinário ou verificar os resultados de um tratamento já realizado.



Apetece acreditar, ter esperanças,
confiar, amar a tudo e a todos.

António Gedeão

 **Lenitudes**
Medical Center & Research

Morada: Rua Prof. Doutor Serafim Pinto
Guimarães, nº 222 | 4520-103 Espargo |
Sta. Maria da Feira

Telefone / Fax: +351 227 660 750

Email: geral@lenitudesmedicalcenter.pt

Medicina Nuclear E Imagem Molecular

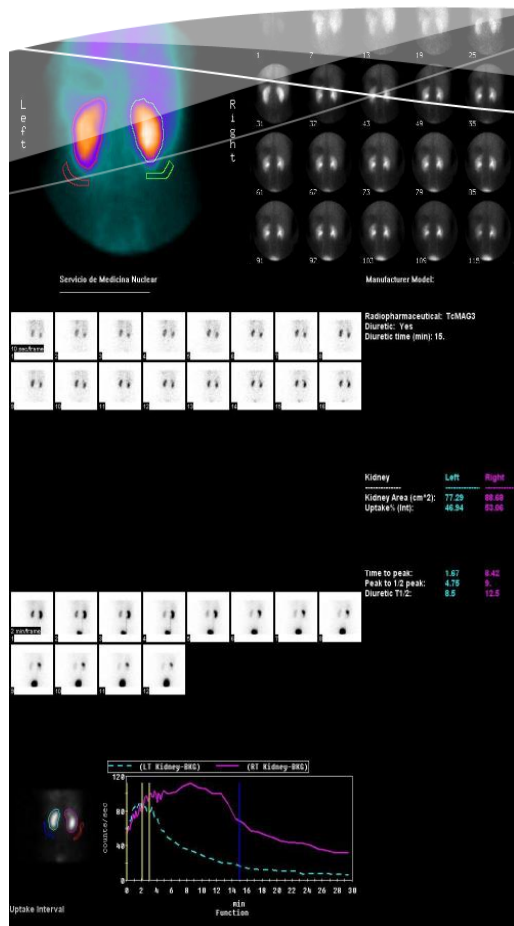
Renograma



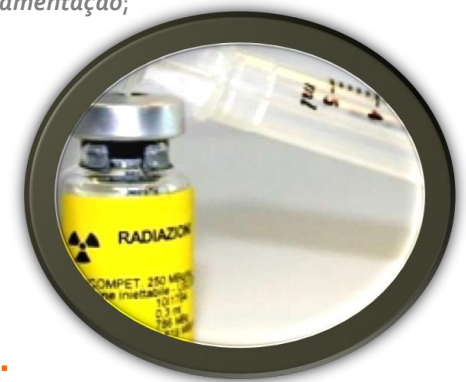
Lenitudes – Medical Center & Research

Preparação para o exame

- Informe o profissional de saúde em caso de **gravidez** ou possibilidade da mesma, ou ainda, em caso de **amamentação**;
- Aumente a ingestão de líquidos, uma hora antes do exame, para uma boa hidratação;
- **NÃO** é necessário vir em jejum;
- **NÃO** é necessário vir de bexiga cheia.



O exame...

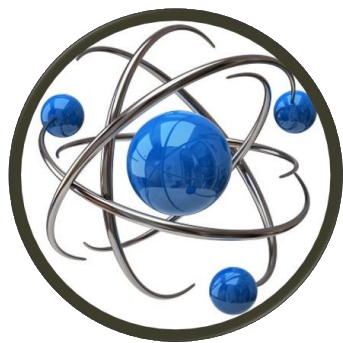


O que é?

A Cintigrafia de Perfusão Cerebral é um exame que avalia a irrigação (perfusão) das várias regiões do cérebro.

As principais indicações para realizar este exame são:

- Avaliação de doença cerebrovascular (AVC, isquémia crónica);
- Localização pré-cirúrgica de focos da epilepsia;
- Avaliação de doentes com suspeita de demência, principalmente Alzheimer;
- Avaliação de traumas;
- Avaliação de inflamações suspeitas;
- Confirmação de morte cerebral.



Apetece acreditar, ter esperanças,
confiar, amar a tudo e a todos.

António Gedeão

 **Lenitudes
Medical Center & Research**

Morada: Rua Prof. Doutor Serafim Pinto
Guimarães, nº 222 | 4520-103 Espargo |
Sta. Maria da Feira

Telefone / Fax: +351 227 660 750

Email: geral@lenitudesmedicalcenter.pt

Medicina Nuclear E Imagem Molecular

Cintigrafia de Perfusão Cerebral



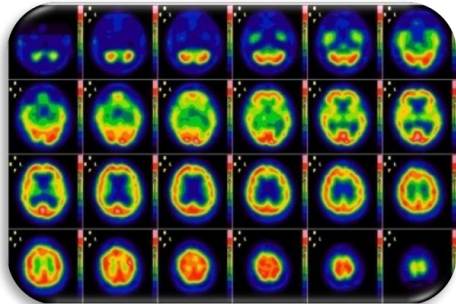
Lenitudes – Medical Center & Research

Preparação para o exame

- Informe o profissional de saúde em caso de **gravidez** ou possibilidade da mesma, ou ainda, em caso de **amamentação**;
- **NÃO** tomar qualquer alimento ou bebida com cafeína, chá, chocolate, nicotina ou álcool nas 24 horas antes do exame;
- **NÃO** é necessário vir em jejum;
- **NÃO** é necessário vir de bexiga cheia.



O exame...

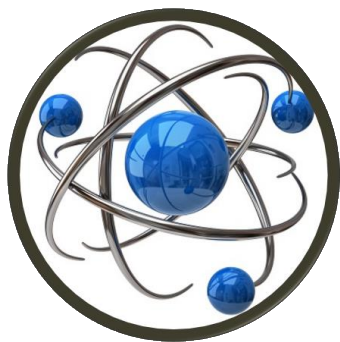


O que é?

O DATScan identifica doenças localizadas no cérebro. Alterações em determinadas áreas do cérebro permitem o diagnóstico diferencial entre Doença de Parkinson e outras situações com sintomas semelhantes, como é o caso da demência por Corpos de Lewy.

O produto administrado liga-se aos transportadores da dopamina (DAT), nos neurónios em áreas específicas do cérebro.

As imagens fornecem o número desses DAT que irá indicar qualquer alteração no cérebro. Assim, este exame ajuda a descobrir mais sobre a doença e a decidir sobre o possível tratamento.



Apetece acreditar, ter esperanças,
confiar, amar a tudo e a todos.

António Gedeão



Lenitudes
Medical Center & Research

Morada: Rua Prof. Doutor Serafim Pinto
Guimarães, nº 222 | 4520-103 Espargo |
Sta. Maria da Feira

Telefone / Fax: +351 227 660 750

Email: geral@lenitudesmedicalcenter.pt

Medicina Nuclear E Imagem Molecular

DATScan



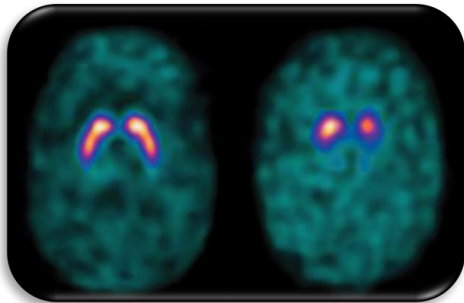
Lenitudes – Medical Center & Research

Preparação para o exame

- Informe o profissional de saúde em caso de **gravidez** ou possibilidade da mesma, ou ainda, em caso de **amamentação**;
- Bloqueio da tiróide com perclorato de potássio ou soluto de lugol, 3 dias antes e 24 horas depois do exame;
- **NÃO** é necessário vir em jejum;
- **NÃO** é necessário vir de bexiga cheia.



O exame...

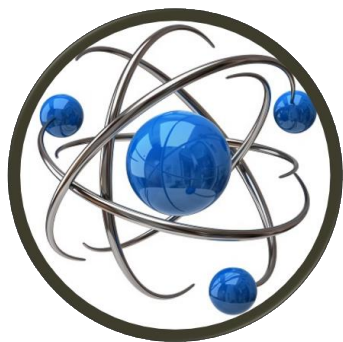


O que é?

A Tomografia por Emissão de Positrões com Tomografia Computorizada (PET/CT) é uma técnica de diagnóstico, da qual se obtém informação funcional e anatómica.

A elevada sensibilidade desta modalidade de imagem permite detetar precocemente alterações metabólicas e funcionais, que surgem antes das alterações estruturais. Logo, massas tumorais são diagnosticadas mais atempadamente.

A PET/CT consegue localizar com grande precisão pequenas lesões tumorais, quando outros métodos de diagnóstico ainda não conseguem detetá-las nesta fase.



Apetece acreditar, ter esperanças,
confiar, amar a tudo e a todos.

António Gedeão



**Lenitudes
Medical Center & Research**

Morada: Rua Prof. Doutor Serafim Pinto
Guimarães, nº 222 | 4520-103 Espargo |
Sta. Maria da Feira

Telefone / Fax: +351 227 660 750

Email: geral@lenitudesmedicalcenter.pt

Medicina Nuclear E Imagem Molecular

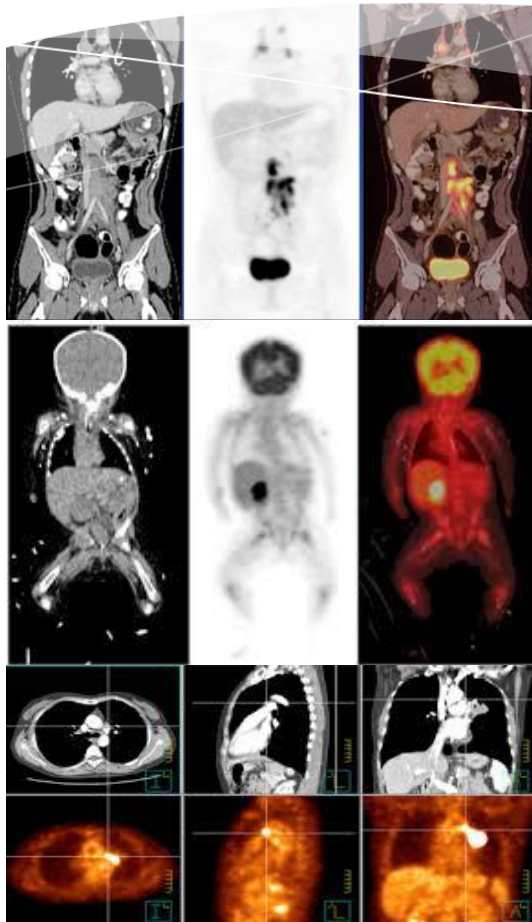
PET/CT



Lenitudes – Medical Center & Research

Preparação para o exame

- **NÃO** realizar exercício físico nas 24 horas que antecedem a realização do exame;
- **JEJUM** de pelo menos 4 horas antes do exame;
- No caso de pacientes diabéticos manter a toma dos antibióticos orais e insulina lenta, *exceto insulina rápida*;
- Aumentar a ingestão de água para uma boa hidratação.



O exame...



Atenção